



***Facultad
de
Ciencias***

**Estudio de la calidad óptica “in vivo” de lentes
intraoculares multifocales refractivas para la
corrección de la presbicia.**

**(Study of the "in vivo" optical quality of
refractive multifocal intraocular lenses for the
correction of presbyopia.)**

**Trabajo de Fin de Grado
para acceder al**

GRADO EN FÍSICA

Autor: Ángel Gómez Fernández - Cavada

Director: M.^a Dolores Ortiz Márquez

Octubre – 2019

Resumen

Las lentes intraoculares han sido el mayor paso en la corrección de la afaquia (ausencia de cristalino) tras la cirugía de la catarata. Desde su invención en los años '50, las lentes intraoculares han mejorado su diseño de forma significativa. Actualmente no sólo son utilizadas para sustituir el cristalino cataratoso, sino para corregir las distintas ametropías refractivas presentes en el ojo como la miopía, hipermetropía, astigmatismo, e incluso la presbicia.

El objetivo de este proyecto es estudiar, mediante un modelo de ojo simplificado, la calidad óptica "in vivo" de lentes intraoculares multifocales refractivas de diferentes potencias y diseños. Los cálculos se realizarán mediante un programa de trazado de rayos, de diseño propio con Matlab, con el que se pretende analizar la mancha imagen para objetos lejanos y cercanos. Las lentes intraoculares se modelizarán de forma analítica mediante superficies multifocales, formadas por dos zonas ópticas, cada una con su propia curvatura.

Abstract

Intraocular lenses have been the biggest step in the correction of the aphakia (absence of the eye's lens) after cataract surgery. Since their invention in the '50s, intraocular lenses have improved their design significantly. Currently they are not only used to replace the eye's lens that suffers cataracts, but to correct the different refractive ametropias present in the eye such as myopia, farsightedness, astigmatism, and even presbyopia.

The goal of this project is to study, through a simplified eye model, the "in vivo" optical quality of refractive multifocal intraocular lenses of different powers and designs. The calculations will be carried out by means of a program of ray tracing, of our own design with Matlab, with which it is intended to analyze the image spot for distant and nearby objects. Intraocular lenses will be modeled analytically using multifocal surfaces, formed by two optical zones, each with its own curvature.

Índice

Capítulo 1 – Introducción	4
1.1 Motivación	4
1.2 Objetivos	4
1.3 Metodología	5
Capítulo 2 - Fundamentos previos	7
2.1 El ojo humano.....	7
2.1.1 Anatomía y fisiología	8
2.2 Cataratas y presbicia	9
2.2.1 Cataratas	9
2.2.2 Presbicia	11
2.3 Lentes Intraoculares Multifocales	12
2.3.1 LIOs Refractivas	13
2.3.2 LIOs Difractivas.....	15
2.4 Modelos de ojo teórico	16
Capítulo 3 - Modelo de trazado de rayos y.....	21
caracterización de la LIO	21
3.1 Descripción	21
3.2 Método de trazado de rayos	22
3.2.1 Objeto lejano al ojo.....	23
3.2.2 Objeto cercano al ojo	26
3.2.3 Diagrama de impactos	27
3.2.4 Calidad óptica del sistema.....	28
3.3 Caracterización de la LIO	29
3.3.1 Modelos de LIO.....	30
Capítulo 4 - Resultados	32
4.1 Ojo emétrope	32
4.2 Ojo con LIO	35
4.2.1 Ojo con LIO monofocal	35
4.2.2 Ojo con LIO multifocal	36
4.3 Parámetros de calidad óptica	45
Capítulo 5 - Conclusiones	46
5.1 Conclusiones del proyecto	46
5.2 Posibilidades de ampliación del proyecto.....	47
Referencias	48
ANEXO: <i>software</i> con Matlab	49

Capítulo 1 – Introducción

1.1 Motivación

El ojo humano posee una propiedad llamada acomodación que le permite enfocar objetos a diferentes distancias. La acomodación se va perdiendo con el paso de los años, pues el cristalino, que es la parte del ojo que proporciona esta capacidad, va adquiriendo cada vez mayor rigidez, llegando a sufrir, entre otras afecciones, la presbicia.

Al principio se puede solventar con gafas graduadas monofocales, bifocales, progresivas, etc., que permiten enfocar objetos cercanos al ojo, hasta que llega un momento en que esta vía no es eficiente. El ojo también pierde capacidad de acomodación si es necesario sustituir el cristalino por una lente intraocular (LIO) debido normalmente a la aparición de cataratas.

La esperanza de vida, que cada vez es mayor, además de la necesidad y exigencia, por parte de los pacientes, de una mayor comodidad y calidad de vida, ha llevado a investigar y desarrollar diversos tipos de LIOs multifocales que les facilite el día a día tras las operaciones, haciéndolos, sobre todo, menos dependientes del uso de gafas graduadas.

Las LIOs multifocales se introdujeron al inicio de la década de los años 80 para poder solventar el enfoque en las distancias intermedias que las LIOs monofocales, pese a su gran función visual, no eran capaces de realizar. A día de hoy, más del 50% de las lentes implantadas quirúrgicamente [1] para la sustitución del cristalino, son lentes intraoculares multifocales.

1.2 Objetivos

Los objetivos de este Trabajo de Fin de Grado son, principalmente, académicos, ya que este sector está ampliamente estudiado y probado, y no se trata de un proyecto de investigación, sino de comprensión y formación acerca de:

- El ojo como sistema óptico.
- Afecciones como la presbicia o cataratas.

- Óptica geométrica y trazado de rayos sobre un sistema con lente gruesa.
- Caracterización y comprensión de los diferentes elementos cardinales del sistema.
- El uso y las propiedades de las lentes intraoculares refractivas, centrado sobre todo en las multifocales que son cada vez más aceptadas, pero también analizando monofocales.
- Interpretación de diagramas de impactos e histogramas de densidad de rayos.
- Interpretación y comparación de los parámetros de calidad óptica entre los diferentes diseños LIO multifocal.
- Cómo simular un diseño de modelo de ojo a partir de un *software* de diseño propio creado con Matlab.

1.3 Metodología

Para llegar a los objetivos que se acaban de exponer, ha sido necesario realizar las siguientes tareas a lo largo del proyecto:

- 1) Revisar documentación sobre fundamentos teóricos en las siguientes temáticas:
 - a) Anatomía y fisiología del ojo
 - b) Las cataratas y la presbicia
 - c) Estado del arte sobre lentes intraoculares multifocales
 - d) Modelos teóricos del ojo
- 2) Diseño de modelos geométricos de trazado de rayos.
- 3) Caracterización de las LIO multifocales empleando las ecuaciones de acoplamiento para obtener los elementos cardinales del sistema del ojo completo.
- 4) Elaboración de un programa con Matlab en el que se simula el comportamiento de las lentes intraoculares multifocales dentro del ojo.
- 5) Análisis y presentación de resultados en un ámbito científico.

Además, este proyecto se ha estructurado según los siguientes capítulos:

- **Capítulo 2:** Se explican los fundamentos teóricos que son necesarios conocer para poner en contexto el proyecto, como pueden ser, la anatomía del ojo, afecciones como las cataratas o la presbicia, los tipos de lentes intraoculares, los diferentes modelos de ojo y sus parametrizaciones, etc.
- **Capítulo 3:** Se expone el método de trazado de rayos que se va a aplicar, así como la caracterización de la LIO y los diferentes parámetros de calidad óptica que se van a estudiar.
- **Capítulo 4:** Contiene los resultados provenientes de ejecutar el *software*, que reproduce el método de trazado de rayos del Capítulo 3, para diferentes modelos de LIO y para el ojo emétrope.
- **Capítulo 5:** Se exponen las conclusiones obtenidas del proyecto, así como la continuación y ampliación que se podría hacer de él.

Capítulo 2 - Fundamentos previos

En este capítulo se pretende describir, de una forma sintetizada y concisa, aquellos fundamentos y conceptos previos que se deben de comprender para seguir de forma adecuada el desarrollo del modelo. Se comenzará hablando de la anatomía y fisiología del ojo humano, siendo un poco más incisivos en el cristalino, pues es la parte relevante en nuestro modelo, debido a problemas oculares que surgen en él como son las cataratas y la presbicia. Se van a explicar los tipos de lentes intraoculares multifocales (LIOs) que se usan para sustituir al cristalino, centrándonos en las refractivas. Finalmente, se realiza una breve descripción de los modelos de ojo teóricos más significativos.

2.1 El ojo humano

El ojo humano es el órgano que detecta la luz y constituye la base del sentido de la vista. Los ojos constituyen unos completos órganos sensoriales que son básicamente una extensión del cerebro con una capa de receptores, un sistema de lentes, para enfocar o formar la imagen, y un sistema de axones para transmitir los potenciales de acción hasta el cerebro. La visión, como es comúnmente conocida, se puede dividir en estas 3 etapas:

1. Óptica: El ojo es un sistema óptico positivo, o convergente, complejo, debido a las diferentes curvaturas e índices de refracción de las partes que lo componen. Tras el paso de la luz por las diferentes capas del ojo, se forma, finalmente, una imagen en la *retina*.
2. Fotorrecepción: La *retina* es una capa sensible formada por *células fotorreceptoras*. Estas células segregan sustancias fotosensibles que, expuestas a la luz incidente que ha pasado por las diferentes capas del ojo, generan impulsos eléctricos.
3. Procesado neural: Los impulsos eléctricos generados por los *fotorreceptores* se transmiten a través del *nervio óptico* para que el cerebro procese la información y la interprete.

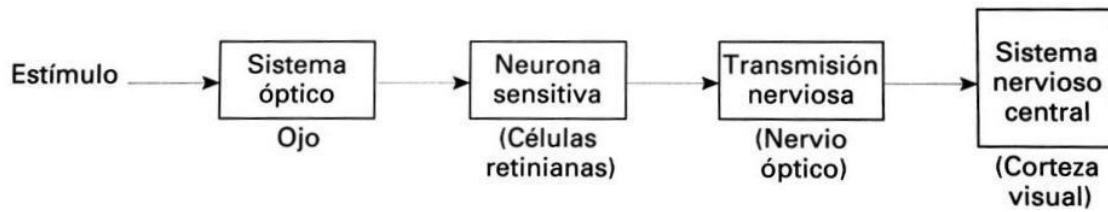


Figura 1. Esquema del proceso visual humano [2].

2.1.1 Anatomía y fisiología

El ojo es una estructura casi esférica con un diámetro de aproximadamente 24 mm, y presenta una zona de mayor curvatura que el resto del globo ocular, denominada *córnea*. La estructura del ojo humano se puede observar en la Figura 2.

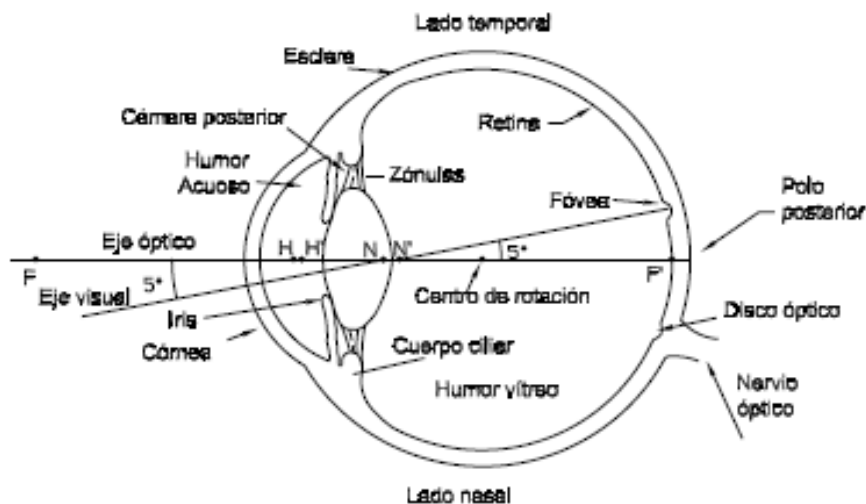


Figura 2. Sección transversal del ojo derecho [3].

La esclera, o esclerótica, corresponde a un tejido opaco, blanquecino y fibroso, que se encarga de proteger las partes internas del globo ocular, y coherentemente con el tamaño de éste, tiene un radio de curvatura de entre 12 y 13 mm. A continuación de la *esclera*, en la parte anterior de la capa más externa del ojo humano, se encuentra la *córnea*, mencionada anteriormente, cuyo radio de curvatura puede ser de aproximadamente 8 mm.

La *úvea* es la capa vascular del ojo, situada debajo de la *esclera*. Corresponde a la capa media del ojo y en ella se encuentran elementos como el *iris*, el *corpo ciliar* y la *coroides*. El *iris* es la membrana circular de color que separa la cámara anterior de la cámara posterior del ojo, y en el centro se haya la *pupila*. El *corpo ciliar* es una estructura circular, prolongación del *iris*, de color rojo y produce el *humor acuoso* dentro del ojo, y contiene el *músculo ciliar*, el cual modifica la forma del *crystalino*, permitiendo enfocar objetos cercanos. La *coroides* es una capa delgada de tejido entre la *esclerótica* y la *retina* llena de vasos sanguíneos que traen oxígeno y nutrientes hasta el ojo.

La capa más interna del ojo es la *retina*, una extensión del sistema nervioso central, y la cual está conectada con el cerebro gracias al *nervio óptico*.

En el interior del ojo lo podemos diferenciar en dos claras partes:

1. Cámara anterior: Se localiza entre la *córnea* y el *crystalino*, y contiene el *humor acuoso*, formado en un 98% por agua, donde se encuentran disueltas proteínas, aminoácidos, glucosa, etc.

La *cámara anterior* tiene dos funciones. La primera es aportar los nutrientes, procedentes de la *coroides*, a la *córnea* y al *crystalino*, y su segunda función es mantener estable la presión intraocular, o PIO. Es esencial esta última función, puesto que si aumenta mucho la PIO puede llegar a producirse un glaucoma.

2. Cámara posterior: Espacio comprendido entre el *crystalino* y la *retina*. Contiene una masa gelatinosa transparente, debido al ácido hialurónico, conocida como *humor vítreo* o *corpo vítreo*.

2.2 Cataratas y presbicia

2.2.1 Cataratas

Se denomina catarata a la pérdida de transparencia que sufre el *crystalino*. Una catarata tiene muchos factores que la desencadenen, si atendemos a las causas que las producen nos encontramos con [4]:

- *Catarata senil, o relacionada con la edad*: Es la causa más común debido al envejecimiento del *crystalino*, y suele ir ligada a la presbicia, puesto que toda

persona con catarata tiene cierto grado de presbicia (mayor o menor), mientras que un paciente con presbicia no tiene por qué tener cataratas.

- *Catarata relacionada con enfermedad sistémica:* Un ejemplo de este tipo de enfermedades son la diabetes o la distrofia miotónica. Son enfermedades que afectan al metabolismo.
- *Cataratas congénitas:* El *cristalino* se vuelve más opaco durante la gestación del bebé, debido a causas hereditarias o enfermedades eruptivas que atacan a la embarazada.
- *Catarata inducida por fármacos (corticoides):* Se suelen producir cuando el consumo de este medicamento se prolonga más de un año.
- *Catarata por tóxicos:* El tabaco, la quimioterapia, radioterapia o ciertos compuestos, pueden producir la catarata.
- *Catarata por traumatismo:* Es el mayor factor desencadenante de cataratas en jóvenes. Se produce derivado de un golpe o traumatismo.
- *Catarata secundaria:* Son las que se producen por una anomalía previa en el ojo. Estas anomalías pueden ser un glaucoma, o un desprendimiento de retina.

Las cataratas las podemos distinguir en tres grupos diferenciados en función de dónde se localice la opacidad en el cristalino: Catarata subcapsular, Catarata cortical y Catarata nuclear.

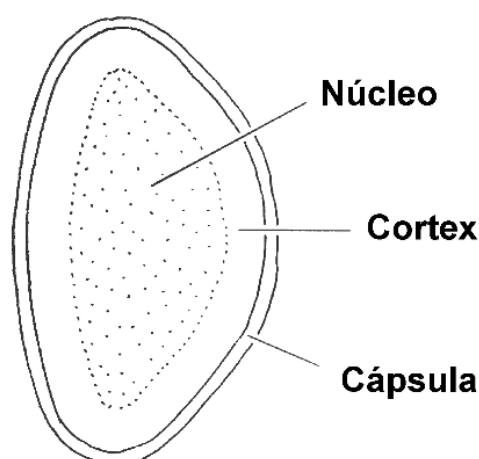


Figura 3. Imagen de la sección de un cristalino y sus estructuras básicas [4].

Los sistemas de gradación de cataratas deben tener en cuenta, tanto la localización de la catarata (la diferenciación que se acaba de mencionar), como el grado de opacidad de esta. Para ello se emplea el sistema LOCS III, donde LOCS es un acrónimo de *Lens Opacities Classification System*, siendo uno de los más usados, caracterizando la catarata a través de una combinación de letras y números. Las características concretas que evalúa el sistema LOCS III son la opacidad nuclear, cortical y subcapsular posterior, y la brunescencia.

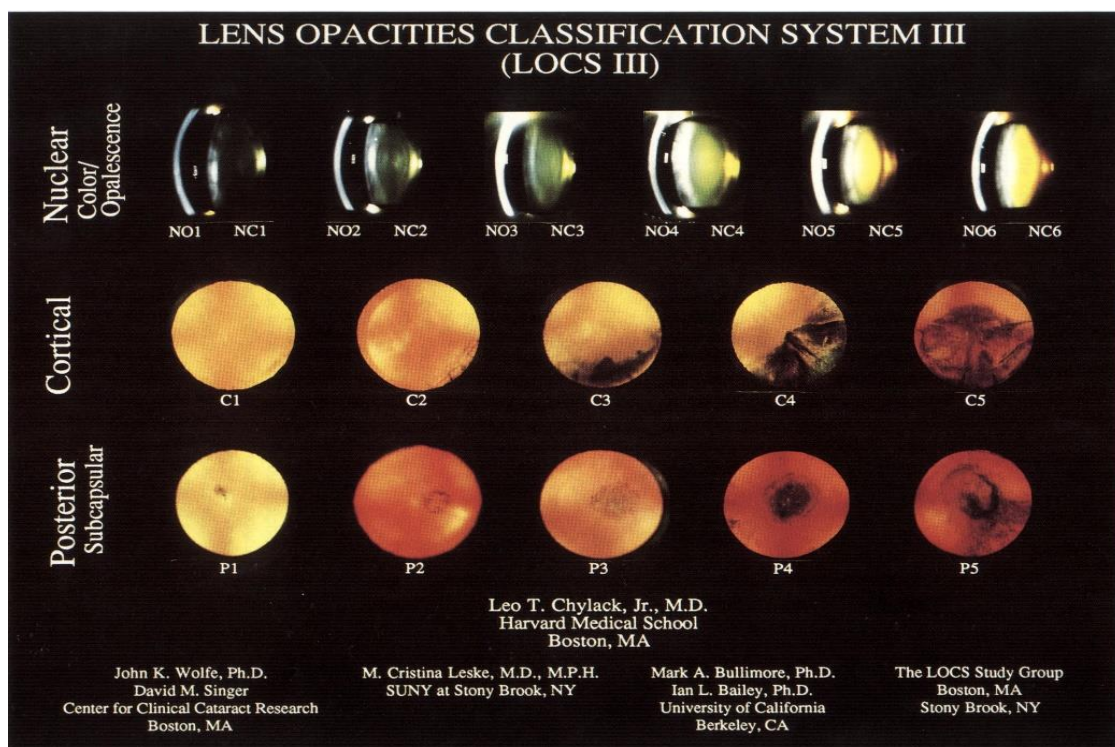


Figura 4. Sistema LOCS III para la gradación de la catarata [3].

2.2.2 Presbicia

La presbicia es una reducción fisiológica (no se debe a causas patológicas) de la capacidad de acomodación provocada por la edad. La presbicia es un proceso natural y normal que sufre el ser humano de forma progresiva e irreversible cuando las propiedades visco elásticas del *cristalino* empiezan a degenerarse, al igual que la musculatura ciliar y las fibras que sostienen el *cristalino*.

Para entender la presbicia se necesita conocer algún concepto previo, como pueden ser el *punto remoto* o el *punto próximo*. El *punto remoto* es el punto del espacio objeto en el cual el ojo, sin necesidad de acomodación, forma la imagen en la *retina*, mientras que el *punto próximo* es lo contrario, ya que es el punto del espacio objeto más cercano en el cual el ojo, mediante la acomodación, es capaz de formar una imagen nítida en la *retina*.

El *músculo ciliar*, como se ha explicado previamente, es el que permite cambiar la forma del *crystalino* (acomodación), aumentando la curvatura de sus dos superficies, lo que conlleva a un aumento de la potencia dióptrica del ojo, es decir, permite que el ojo se vuelva miope temporalmente de una forma controlada, dando la posibilidad de enfocar objetos situados entre el *punto remoto* y el *punto próximo*.

Acercándonos más a cómo actúa la presbicia a partir de los conceptos expuestos, se puede explicar ésta como un alejamiento progresivo del *punto próximo*, el cual cada vez va siendo más cercano al *punto remoto*.

Esta reducción fisiológica de la capacidad que tiene el ojo para acomodarse en visión próxima comienza siendo la persona muy joven, y su máximo de reducción se encuentra a una edad próxima a los 60 años. La presbicia suele hacerse notable entorno a los 40-45 años, donde en esta etapa se puede tratar de forma tan simple como alejando el espacio objeto de visión, aunque llega un momento que esto ya no es suficiente, y se necesita utilizar corrección refractiva (gafas de lectura).

2.3 Lentes Intraoculares Multifocales

Cuando un paciente sufre de cataratas, una opción ampliamente empleada es la sustitución del *crystalino* por una LIO (Lente Intraocular), lo que produce la pérdida de la acomodación, a no ser que se implante una LIO multifocal. Hay casos en los que simplemente padeciendo presbicia se sustituye el *crystalino* por una LIO multifocal para, a parte de para corregir este hecho, prevenir la posible aparición de cataratas.

La multifocalidad es una capacidad natural del cerebro que le permite elegir entre dos imágenes producidas por diferentes elementos ópticos de la LIO y así poder adaptarse a la visión de lejos o cerca. Si el sistema recibe ambas imágenes al mismo tiempo en la retina, seleccionará la más nítida, obviando la otra.

Las LIOs principalmente se basan en dos principios ópticos, la refracción y la difracción, los cuáles son necesarios comprender antes de explicar las diferencias entre ambos tipos de lentes. La refracción es un fenómeno que consiste en el cambio de dirección de una onda al incidir con oblicuidad sobre una superficie que separa dos medios transparentes con distinto índice de refracción, mientras que la difracción es un fenómeno de dispersión característico de las ondas, que, en el caso concreto de la luz, esta *“lo experimenta al atravesar un pequeño orificio de un cuerpo opaco o el reborde definido de un cuerpo transparente”* [1].

2.3.1 LIOs Refractivas

Una característica importante de este tipo de LIOs es que emplean un método multizonal, es decir, que la lente se encuentra dividida por zona con diferentes índices de refracción, y además son dependientes de la pupila de la persona. Que estas LIOs dependan de la pupila significa que esta debe de tener un tamaño lo suficientemente grande para que actúe y se “acople” de forma correcta el anillo correspondiente a lo que se esté visualizando en cada momento.

Depende del diseño de lente necesario nos podemos encontrar con lentes de 2, 3 y 5 zonas. En la Figura 5 se muestra una representación de una lente de 5 zonas.

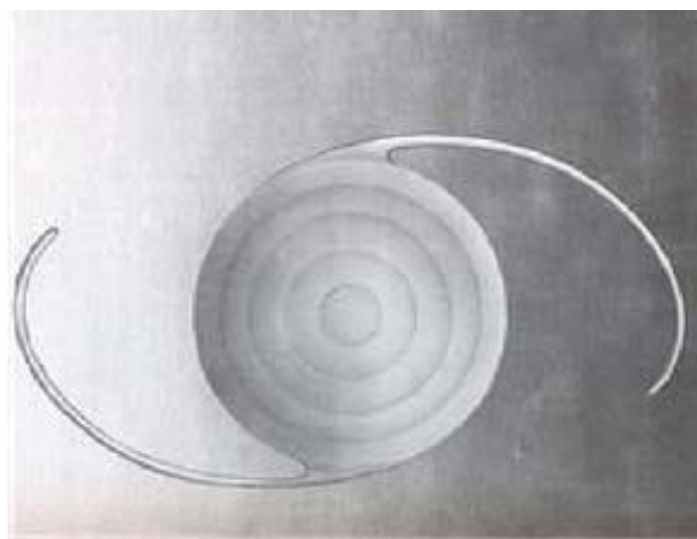


Figura 5. Lente refractiva de 5 zonas. [4]

En la lente de la Figura 5 las diferentes zonas tienen las siguientes funciones:

- **Anillo 1 (centro):** Visión lejana en condiciones de gran luminosidad cuando la pupila se encuentra contraída.
- **Anillo 2:** Visión cercana en condiciones de luminosidad moderada.
- **Anillo 3:** Visión lejana en condiciones de moderada o baja luminosidad.
- **Anillo 4:** Visión cercana en condiciones de baja luminosidad cuando la pupila se encuentra dilatada.
- **Anillo 5 (externo):** Visión lejana en condiciones de baja luminosidad, cuando la pupila está completamente dilatada.

En la Figura 6 se puede apreciar una lente True Vista, de Storz, de 3 zonas, cuyas funciones son:

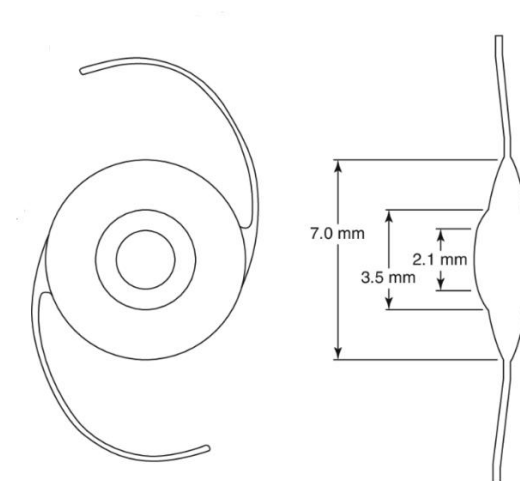


Figura 6. Lente refractiva de 3 zonas.

- **Anillo 1 (centro):** Corresponde a la visión lejana.
- **Anillo 2:** La zona media se emplea para la visión cercana.
- **Anillo 3 (externo):** La zona más externa corresponde también a la visión lejana.

En la Figura 7 se puede apreciar una lente Nue Vue, de IOLAB, de 2 zonas, cuyas funciones son:

- **Anillo 1 (centro):** Corresponde a la visión lejana.
- **Anillo 2 (externo):** Corresponde a la visión cercana.

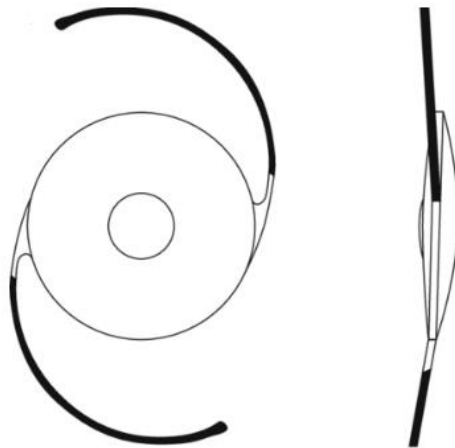


Figura 7. Lente refractiva de 2 zonas

Este proyecto se va a centrar en una lente de tipo refractiva con dos zonas, una para visión cercana y otra para visión lejana,

2.3.2 LIOs Difractivas

Este tipo de lentes utilizan los principios de la difracción y de la refracción, formando un punto focal de lejos, y otro de cerca, independientes entre ellos. Estas lentes están diseñadas con una superficie refractiva con un índice de refracción concreto, en la cual se encuentran perfilados una serie de escalones difractivos, como se puede apreciar en la Figura 6.

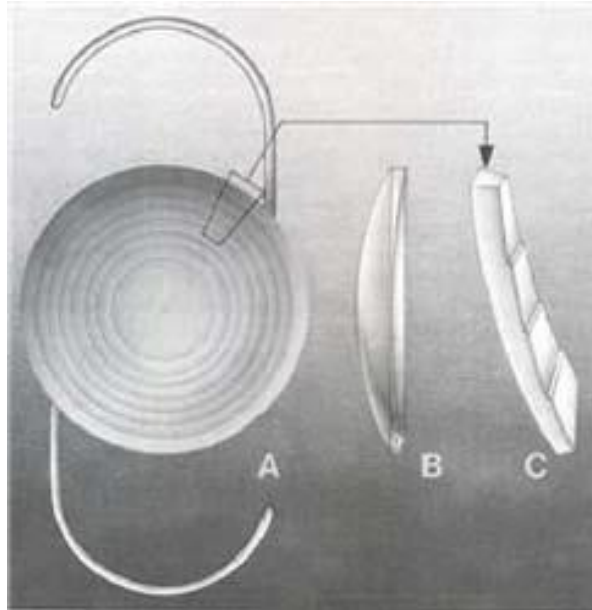


Figura 6. Lente difractiva. [1]

Los dos puntos focales mencionados anteriormente se consiguen, uno gracias a la refracción (foco de lejos) y el otro debido al efecto de los escalones tallados en la lente (foco de cerca). Que los escalones tengan una mayor altura implica una mayor adición para la visión cercana, o lo que es lo mismo, una mayor graduación para visión cercana.

2.4 Modelos de ojo teórico

El ojo se comporta como un sistema óptico convergente con una potencia de 60 dioptrías aproximadamente, donde es importante diferenciar 4 superficies, las cuales están separadas por medios con índice diferente, por lo que va a haber 4 refracciones.

El ojo es un sistema óptico complejo de valorar en todo su conjunto, puesto que hay que tener en cuenta a la hora de estudiarlo muchos parámetros como puede ser, por ejemplo, la asfericidad corneal o que la propia anatomía del ojo difiere de una persona a otra.

Para estudiar el ojo desde una aproximación paraxial (rayos procedentes desde ángulos pequeños respecto al eje óptico), y como un sistema centrado, lo cual a un nivel más preciso no es así, existen tres modelos que a continuación se van a explicar: modelo de ojo completo, modelo de ojo simplificado y modelo de ojo reducido.

- **Modelo de ojo completo:** Es el modelo más cercano a la realidad, también llamado modelo de ojo esquemático, donde se consideran las 4 superficies mencionadas anteriormente, dos para la córnea, y dos para el cristalino.

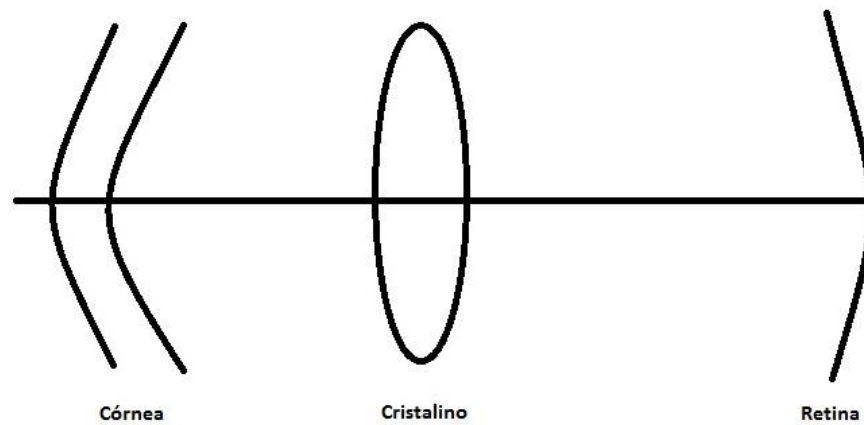


Figura 7. Esquema de modelo de ojo completo.

- **Modelo de ojo simplificado:** Es un modelo de ojo más sencillo, con solo dos superficies donde se produce refracción, en base a las siguientes simplificaciones:
 - Como los índices de refracción del humor acuoso y del humor vítreo presentan valores muy parecidos, podemos tomarlos por iguales.
 - Debido a que la *córnea* presenta sus planos principales muy próximos entre sí asociamos la *córnea* a un único dioptrio centrado en el vértice corneal.
 - Se toma el *cristalino* como una lente biconvexa.

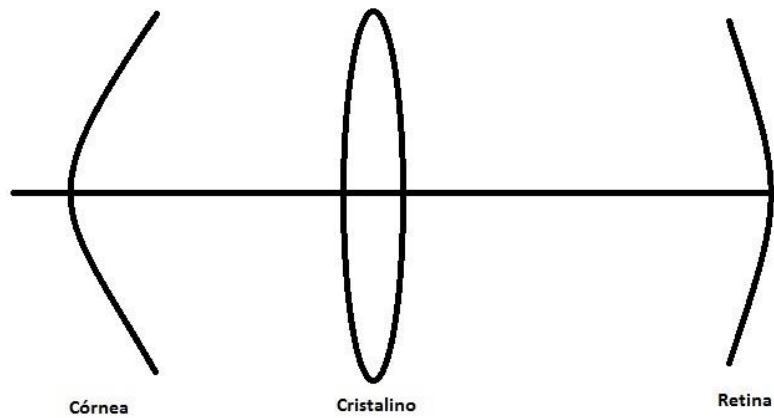


Figura 8. Esquema de modelo de ojo simplificado.

- **Modelo de ojo reducido:** Aún existe un modelo de ojo aún más simplificado que el anterior, considerando los planos principales del modelo anterior muy próximos, y, por lo tanto, que el ojo es una única superficie esférica, es decir, un único dioptrio.

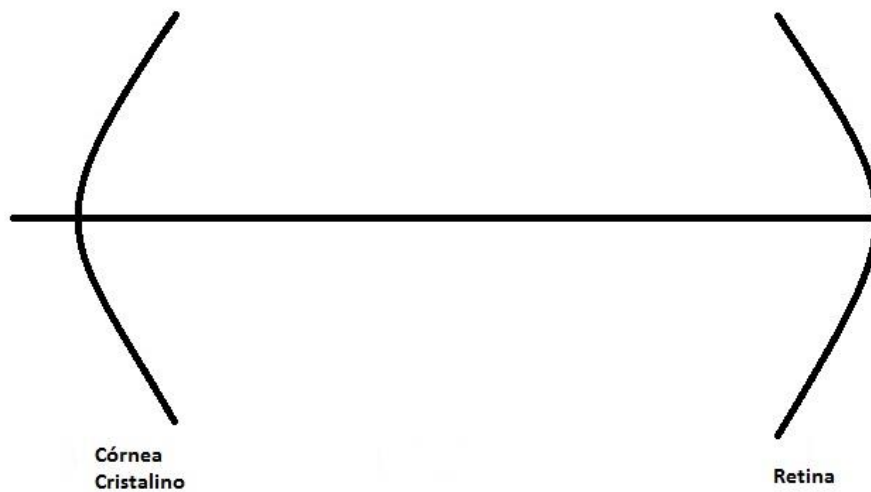


Figura 9. Esquema de modelo de ojo reducido.

Tras la explicación de en qué consiste cada uno de los modelos, también es apropiado comentar que existen modelos de la óptica del ojo en aproximación paraxial ya parametrizados, como pueden ser los modelos de ojo completo de Gullstrand o Le Grand

– El Hage, o lo modelos de ojo simplificado de Gullstrand-Emsley, Le Grand - El Hage y Bennett - Rabbetts. En las Tablas 1 y 2 se indican cuáles son esos parámetros para cada uno de los modelos.

Modelos de ojo completo		Ojo completo Gullstrand (1909)	Ojo completo Le Grand – El Hage (1980)
<i>Radio de las superficies (mm)</i>	Superficie anterior de la córnea	7.7	7.8
	Superficie posterior de la córnea	6.8	6.5
	Superficie anterior del cristalino	10	10.2
	Superficie posterior del cristalino	-6	-6
<i>Posición respecto a la superficie anterior de la córnea (mm)</i>	Superficie posterior de la	0,5	0,55
	córnea Superficie anterior del cristalino	3,6	3,6
	Superficie posterior del cristalino	7,2	7,6
<i>Índices de refracción</i>	Córnea	1,376	1,3771
	Cristalino	1,4085	1,42
	Humor acuoso	1,366	1,3374
	Humor vítreo	1,336	1,336

Tabla 1. *Parámetros de algunos modelos de la óptica del ojo (completos) en aproximación paraxial.[2]*

Modelos de ojo simplificado		Ojo simplificado Gullstrand - Emsley (1952)	Ojo simplificado Le Grand – El Hage (1980)	Ojo simplificado Bennett - Rabbetts (1989)
<i>Radio de las superficies (mm)</i>	Superficie anterior de la córnea	7,8	8	7,8
	Superficie anterior del cristalino	10	10,2	11
	Superficie posterior del cristalino	-6	-6	-6,476
<i>Posición respecto a la superficie anterior de la córnea (mm)</i>	Superficie anterior del cristalino	3,6	3,6	3,6
	Superficie posterior del cristalino	7,2	6,37	7,3
<i>Índices de refracción</i>	Córnea		1,366	1,336
	Cristalino	1,416	1,4208	1,422
	Humor acuoso	1,3333	1,336	1,336
	Humor vítreo	1,3333	1,336	1,336

Tabla 2. *Parámetros de algunos modelos de la óptica del ojo (simplificados) en aproximación paraxial.[2]*

No se muestran las parametrizaciones de los modelos de ojo reducido ya que para este proyecto dicho modelo no es válido porque no permite añadir la LIO. En este trabajo, se va a utilizar el modelo de ojo simplificado de Le Grand-El Hage, en el que se sustituirá el cristalino por una LIO.

Capítulo 3 - Modelo de trazado de rayos y caracterización de la LIO

El modelo de ojo escogido para este proyecto es el modelo de ojo simplificado, como ya se ha definido anteriormente, para el cual se emplearán los parámetros de Le Grand – El Hage que se encuentran en la Tabla 1. En este capítulo se describirá el método de trazado de rayos empleado en las simulaciones y el modelo utilizado para caracterizar la LIO.

3.1 Descripción

El modelo de trazado de rayos que se va a presentar a continuación está desarrollado para el comportamiento de un rayo de luz desde que entra en el ojo hasta que se forma la imagen en la retina. Como se puede suponer, para hacer un diseño completo es necesario trabajar en tres dimensiones, si bien se va a aprovechar la simetría de revolución en torno al eje óptico que presenta el modelo de ojo definido.

Partimos de un número n de rayos incidentes, que va a depender del diámetro pupilar, que a su vez varía en función de la luz ambiental. En función de las condiciones luminosas el diámetro pupilar varía en el ojo humano de 2 a 8 mm, de forma que cuanto mayor sea la luz, menor es el diámetro. Para abarcar todas las casuísticas posibles se van a tomar diámetros pupilares de 2, 4 y 6 mm.

La pupila se va a tomar como si fuera una “malla”, la cual se va a dividir, empleando un muestreo cartesiano, definiendo los puntos de entrada de los n rayos, de ahí que en función del diámetro tendremos más o menos rayos en la imagen final. Los puntos de entrada de los rayos de luz en el ojo se han separado entre sí una distancia de 0.1 mm, como se puede mostrar en la Figura 10.

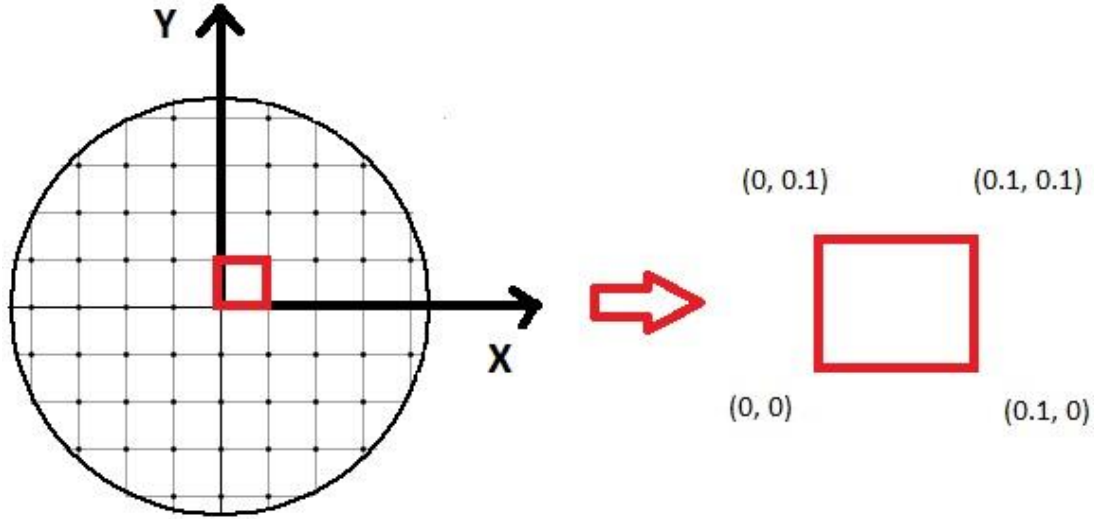


Figura 10. División de la pupila y sistema de coordenadas empleado sobre ésta.

Las coordenadas cartesianas de cada rayo posteriormente se van a pasar a coordenadas polares h y θ , lo cual simplifica los cálculos a realizar. La primera coordenada (h) indica la distancia a la que se encuentra el rayo del centro de la pupila, y la segunda (θ), el ángulo que forma el rayo con el eje Y. Gracias a esto el software podrá procesar todos los rayos según el modelo de trazado que se va a presentar a continuación, pero indicándonos finalmente sobre el plano (X,Y) de la retina dónde se forma la imagen de cada uno de ellos.

$$h = \sqrt{X^2 + Y^2} \quad (1)$$

$$\theta = \tan^{-1}\left(\frac{Y}{X}\right) \quad (2)$$

3.2 Método de trazado de rayos

El trazado de rayos se va a ver influido por las tres superficies del modelo de ojo definido, donde el rayo incidente va a sufrir refracción. Esas tres superficies corresponden, una, a la córnea, y dos, a las superficies anterior y posterior, bien del cristalino, o bien de la LIO. Como los medios que separan dichas superficies son de índice de refracción conocido, y además son superficies esféricas, mediante trigonometría y la Ley de Snell [5] se puede desarrollar el trazado de rayos y obtener las diferentes ecuaciones.

3.2.1 Objeto lejano al ojo

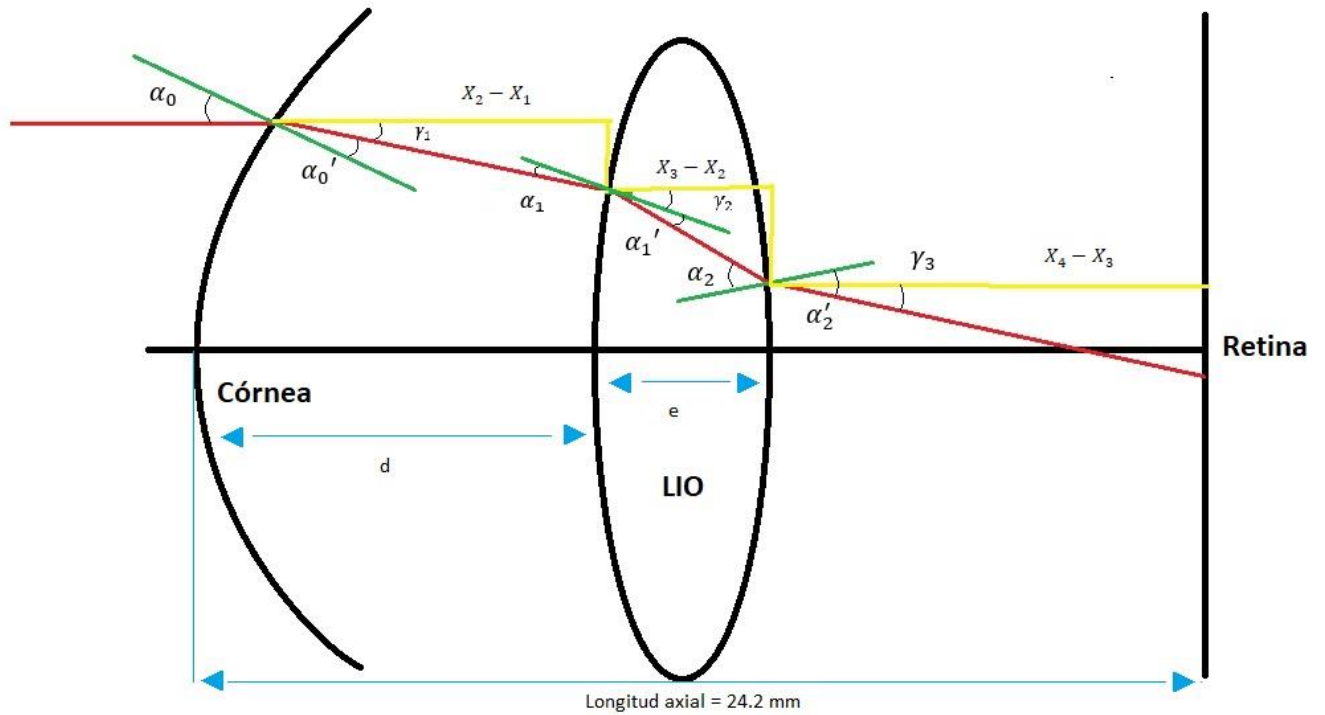


Figura 11. Esquema del trazado de rayos para el modelo de ojo empleado.

El rayo incidente, que proviene de un objeto en el infinito, llega paralelo al eje óptico a nuestro sistema, impactando sobre la córnea a una altura H , variando su valor máximo en función del diámetro pupilar de entrada. Se calcula el punto de corte X_1 e Y_1 con la córnea aplicando trigonometría.

$$X_1 = R_c - \sqrt{R_c^2 - H^2} \quad (3)$$

$$Y_1 = H \quad (4)$$

Se aplica la ley de Snell y se obtienen los primeros ángulos producidos por la refracción.

$$\alpha_0' = \text{Sen}^{-1} \left(\frac{n_{aire}}{n_{ha}} \cdot \frac{Y_1}{R_C} \right) \quad (5)$$

$$\gamma_1 = \alpha_0 - \alpha_0' \quad (6)$$

Una vez el rayo ha sufrido la primera refracción, continua hasta impactar con la segunda superficie (parte anterior de la LIO). Se vuelve a calcular el punto de corte y los ángulos de refracción para esta superficie a partir de las expresiones anteriores. Se toma como origen de coordenadas el vértice de la primera superficie, es decir, de la córnea.

$$X_2 = d + \left(R_1 - \sqrt{R_1^2 - Y_2^2} \right) \quad (7)$$

$$Y_2 = Y_1 - \tan(\gamma_1) \cdot (X_2 - X_1) \quad (8)$$

Para resolver el punto de corte de la segunda superficie es necesario resolver la ecuación de segundo grado resultante de sustituir el valor de Y_2 en X_2 , donde se obtienen los siguientes coeficientes.

$$A = 1 + \tan^2(\gamma_1) \quad (9)$$

$$B = -2(X_1 \cdot \tan^2(\gamma_1) + Y_1 \cdot \tan(\gamma_1) + d + R_1) \quad (10)$$

$$C = (Y_1 + \tan(\gamma_1) \cdot X_1)^2 + 2 \cdot R_1 \cdot d + d^2 \quad (11)$$

Al resolver dicha ecuación, escogiendo la solución negativa, puesto que es la que se sitúa al lado izquierdo del centro de curvatura de la superficie, se obtiene el valor de X_2 . Se vuelve a aplicar la ley de Snell para obtener los valores de los ángulos procedentes de la refracción con la segunda superficie del sistema.

$$\alpha_1' = \text{Sen}^{-1} \left(\frac{n_{ha}}{n_{LIO}} \cdot \text{Sen } \alpha_1 \right) \quad (12)$$

$$\alpha_1 = \alpha_{LIO1} - \gamma_1 \quad (13)$$

$$\alpha_1 = \text{Sen}^{-1}\left(\frac{Y_2}{R_{LIO1}}\right) - \gamma_1 \quad (14)$$

$$\gamma_2 = \alpha_{LIO1} - \alpha_1' \quad (15)$$

Tras esto, el rayo continúa hasta impactar con la tercera superficie del sistema, es decir, la parte posterior de la LIO. Los puntos de corte con esta superficie son los siguientes. Hay que aclarar que, en este modelo, al ser la LIO considerada una lente biconvexa, $R_1 = -R_2$.

$$X_3 = d + e - \left(R_2 - \sqrt{R_2^2 - Y_3^2}\right) \quad (16)$$

$$Y_3 = Y_2 - \tan(\gamma_2) \cdot (X_3 - X_2) \quad (17)$$

Para obtener el valor de X_3 se realizan los mismos cálculos con la ecuación de segundo grado resultante. En este caso se toma el valor positivo de la solución a la ecuación. El valor de los coeficientes son los siguientes.

$$D = 1 + \tan^2(\gamma_2) \quad (18)$$

$$E = -2(X_2 \cdot \tan^2(\gamma_2) + Y_2 \cdot \tan(\gamma_2) + d + e - R_2) \quad (19)$$

$$F = (Y_2 + \tan(\gamma_2) \cdot X_2)^2 - 2 \cdot R_2 \cdot (d + e) + (d + e)^2 \quad (20)$$

Se calculan los ángulos de refracción tras impactar con la última superficie del modelo.

$$\alpha_2' = \text{Sen}^{-1}\left(\frac{n_{LIO}}{n_{ha}} \cdot \text{Sen } \alpha_2\right) \quad (21)$$

$$\alpha_2 = \alpha_{LIO2} + \gamma_2 \quad (22)$$

$$\alpha_2 = \text{Sen}^{-1}\left(\frac{Y_3}{R_2}\right) + \gamma_2 \quad (23)$$

$$\gamma_3 = \alpha_2' - \alpha_{LIO2} \quad (24)$$

Se obtiene finalmente el punto de corte con la retina con las siguientes expresiones.

$$X_3 = 24 \text{ mm} \quad (\text{Longitud axial}) \quad (25)$$

$$Y_4 = Y_3 - \tan(\gamma_3) \cdot (X_4 - X_3) \quad (26)$$

La longitud axial corresponde a la distancia existente entre la córnea y la retina.

3.2.2 Objeto cercano al ojo

El modelo de trazado de rayos que se acaba de desarrollar se ha basado en un objeto situado en el infinito. Si el objeto que se estuviera visualizando se encontrara cerca de ojo, por ejemplo, a una distancia de 30 cm, que es la distancia que se va a emplear posteriormente en los resultados de este proyecto, la única variación respecto de las ecuaciones del punto 3.2, sería la adición al ángulo α_0 de un ángulo θ_0 , como se puede ver en la Figura 12.

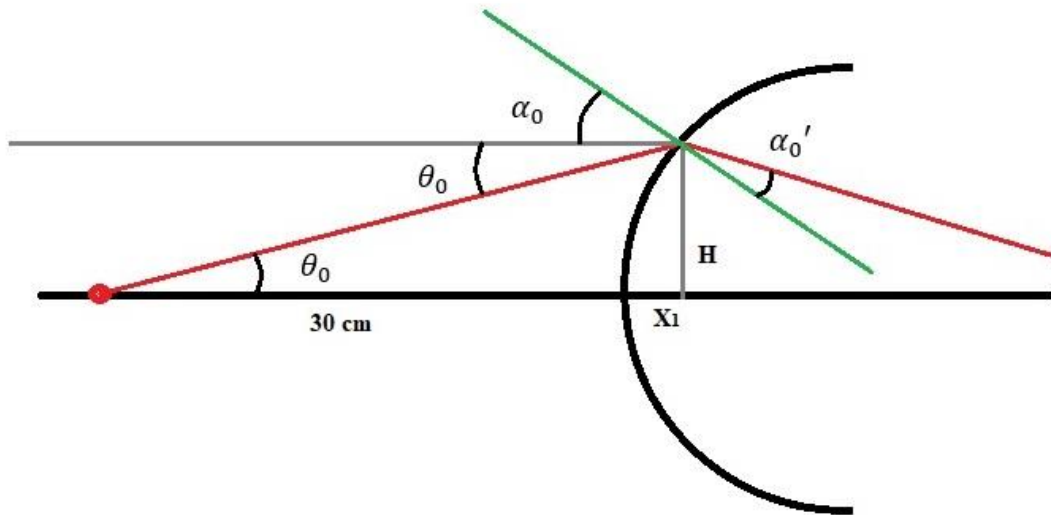


Figura 12. Esquema del ángulo inicial producido por un objeto cercano al ojo.

Las ecuaciones de los ángulos iniciales pasarían a ser las siguientes:

$$\theta_0 = \tan^{-1} \left(\frac{H}{300} \right) \quad (27)$$

$$\alpha_0 = \sin^{-1} \left(\frac{H}{R_C} \right) + \theta_0 \quad (28)$$

3.2.3 Diagrama de impactos

Una vez se han procesado con el *software* todos los rayos, estos forman un diagrama de impactos que nos permite determinar el comportamiento de la LIO dentro del ojo. Es importante determinar si la altura del rayo que se está calculando es positiva o negativa, ya que el valor positivo indica que la imagen se está formando detrás del plano de la retina, mientras que si el valor es negativo la imagen se forma antes del plano de la retina.

Como cualquier sistema óptico, no es perfecto, y el mayor defecto que se encuentra en éste es la aberración esférica, debido a que se han tomado para el modelo superficies esféricas de radio constante. Esto provoca que los rayos que penetran en el ojo cerca del borde pupilar se refractan más que los rayos paraxiales (rayos paralelos y cercanos al eje óptico que proceden del infinito). La imagen retiniana de un punto formada por este sistema es una mancha borrosa que está afectada por dicha aberración esférica (ver Figura 13).

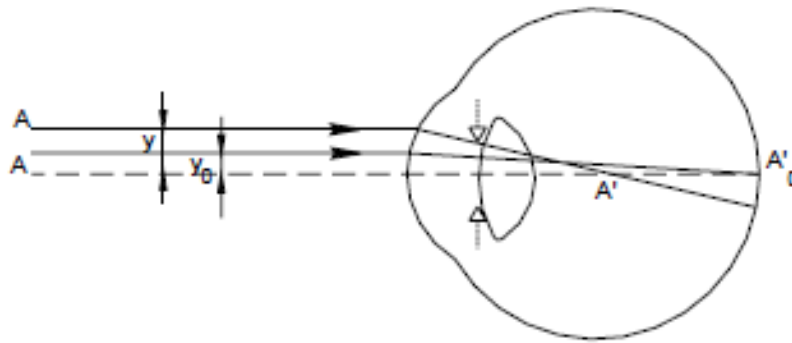


Figura 13. Aberración esférica del ojo. [2]

3.2.4 Calidad óptica del sistema

Hay dos parámetros que nos van a permitir determinar cuantitativamente la calidad óptica de nuestro sistema. Estos parámetros podemos obtenerlos a partir del diagrama de impactos mencionado anteriormente y del histograma de densidad de rayos que también nos proporciona el *software*.

Comparando estos parámetros entre el ojo emétrope y los diferentes casos que se plantearán para la LIO, y los diagramas de impactos e histogramas, se podrán determinar las ventajas y desventajas del modelo planteado. Los parámetros son los siguientes:

- **Tamaño de la mancha:** Este parámetro se obtiene a partir de la distancia máxima entre puntos imagen en el plano de la retina sobre el eje X, es decir, el valor de X_{\max} hasta $-X_{\max}$. Corresponde al máximo diámetro del diagrama de impactos. Cuanto mayor sea el tamaño de la mancha, mayor será el número de rayos distribuidos sobre la retina, y no sobre el punto, y por tanto la imagen será menos nítida.

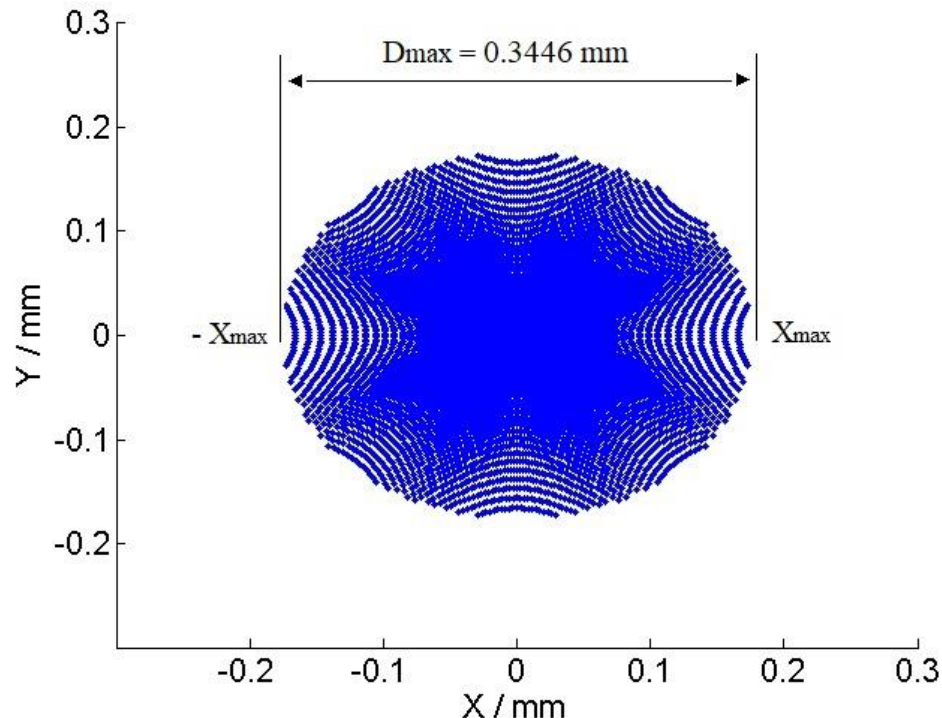


Figura 14. Ejemplo de diagrama de impactos y tamaño de la mancha.

- **Tamaño efectivo de la mancha:** Es la anchura a media altura del histograma de densidad de rayos. Este parámetro no se centra en el tamaño total del diagrama de impactos, sino la cantidad de rayos concentrados en la parte central del diagrama.

3.3 Caracterización de la LIO

Para poder modelizar la LIO debemos de conocer una serie de características de ésta, además de los elementos cardinales: focos y planos focales, y puntos y planos principales.

Se modeliza la LIO como una lente biconvexa de espesor de 1 mm, además de un índice de refracción de 1.49 [PMMA (metacrilato)]. En la Figura 15 se observan los diferentes elementos cardinales. El elemento f corresponde al *foco objeto*, siendo el plano perpendicular al eje óptico, que pasa por dicho punto, el *plano objeto*. El elemento f' es el *foco imagen*, y al igual que en el *foco objeto*, el plano perpendicular al eje óptico, que pasa por ese punto, es el *plano imagen*.

En este caso, encontramos los puntos ($H_1 H_1'$ y $H_2 H_2'$) y *planos principales* (planos perpendiculares al eje óptico por los puntos) en los vértices de los dioptrios, siendo los planos y puntos principales del sistema que conforma la LIO, lo *planos conjugados* de éstos.

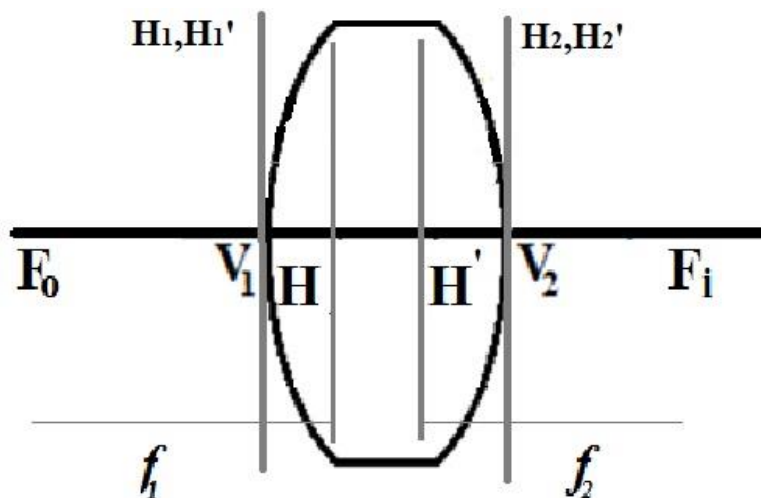


Figura 15. Lente gruesa. Se muestran los planos principales, así como los focos objetos e imagen y las distancias focales. [6]

En primer lugar, se van a obtener las ecuaciones de los focos de ambas superficies de la LIO, para posteriormente, emplear las ecuaciones de acoplamiento y obtener los focos del sistema. Se debe de tener en cuenta que $R_1 = -R_2 = R$.

$$f_1 = \frac{n_{ha} \cdot R_1}{n_{ha} - n_{LIO}} \quad f'_1 = -\left(\frac{n_{LIO} \cdot R_1}{n_{ha} - n_{LIO}} \right) \quad (29)$$

$$f_2 = \frac{n_{LIO} \cdot R_2}{n_{LIO} - n_{ha}} \quad f'_2 = -\left(\frac{n_{ha} \cdot R_2}{n_{LIO} - n_{ha}} \right) \quad (30)$$

Empleando las ecuaciones de acoplamiento [7] se obtienen los focos del sistema LIO. Ambos valores deben de ser iguales, pero de signo opuesto, pues el medio que rodea la LIO es el mismo, y además, los radios de curvatura de ambas superficies son el mismo.

$$f_{LIO} = \frac{f_1 \cdot f_2}{e - f'_1 + f_2} \quad f'_{LIO} = \frac{-f'_1 \cdot f'_2}{e - f'_1 + f_2} \quad (31)$$

A continuación, sabiendo que los planos principales de cada uno de los dioptrios que componen la LIO se encuentran en sus vértices, se procede a emplear las ecuaciones de acoplamiento para obtener los planos principales del sistema LIO.

$$\text{Posición de } H_{LIO} \rightarrow H_1 H_{LIO} = \frac{e \cdot f_1}{e - f'_1 + f_2} \quad (32)$$

$$\text{Posición de } H'_{LIO} \rightarrow H'_2 H'_{LIO} = \frac{e \cdot f'_2}{e - f'_1 + f_2} \quad (33)$$

3.3.1 Modelos de LIO

En este proyecto se va a considerar una LIO multifocal de dos zonas. Teniendo en cuenta que el índice de refracción el mismo para toda la LIO, la multifocalidad se obtiene a partir del radio de curvatura de ésta. Las potencias que se van a tomar van a ser fijas: una de 20D (potencia normal del cristalino) y otra de 23D (visión cercana).

Para calcular el radio de curvatura que debe de tener la LIO para proporcionar esas potencias empleamos la expresión que relaciona la distancia focal imagen, con la potencia deseada.

$$\varphi = \frac{n}{f'} \quad (36)$$

Despejando el valor de f'_{LIO} y la potencia se obtiene una ecuación de segundo grado, la cual, resolviéndola según el criterio de signos que corresponda, nos permite obtener el valor del radio de curvatura que deben tener las superficies biconvexas de la lente para proporcionar dichas potencias. Los valores obtenidos son:

Para una potencia de 20D → $R = 15,35 \text{ mm}$ (*Lejos*)

Para una potencia de 23D → $R = 13,34 \text{ mm}$ (*Cerca*)

A partir del *software* creado con Matlab se van a estudiar dos modelos de LIO multifocal con ambas potencias (ver Figura 16): llamando modelo central al que tiene potencia interna de 23D, y la periférica de 20D, y el modelo periférico el inverso.

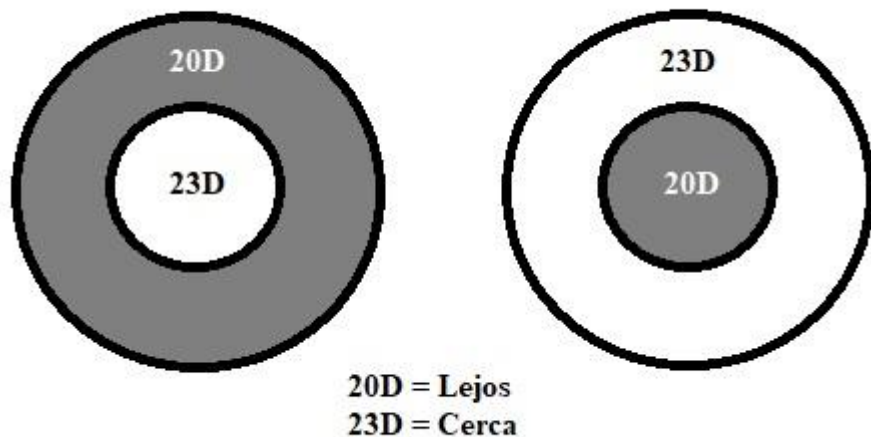


Figura 16. Modelos de LIO multifocal de 2 zonas estudiados:
Izquierda) Modelo central. Derecha) Modelo periférico.

Capítulo 4 - Resultados

En este capítulo se van a mostrar los diferentes diagramas de impactos e histogramas de densidad de rayos, tanto para el ojo emétrope sano, como para el ojo donde se ha sustituido el cristalino por una LIO multifocal. El *software* desarrollado con Matlab va a permitir obtener los resultados de ambas casuísticas tanto para objetos en el infinito, como para objetos cercanos a una distancia de 30 cm.

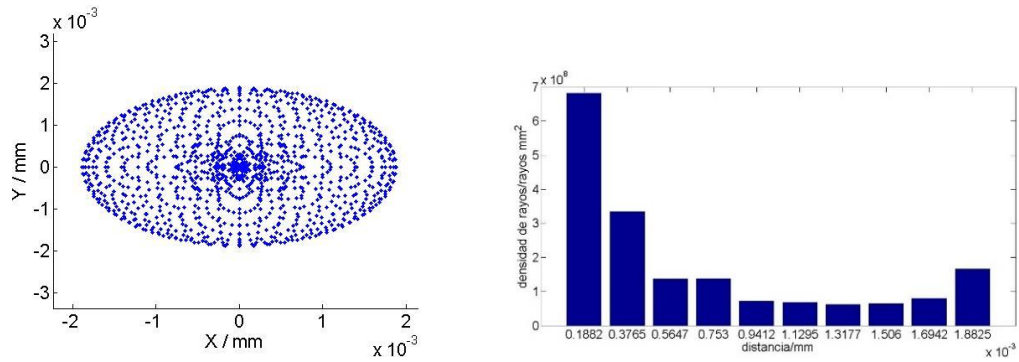
4.1 Ojo emétrope

Para poder estudiar lo máximo posible el ojo emétrope sano, y posteriormente poder comparar estos resultados con una LIO multifocal sustituyendo al cristalino, se van a obtener los diagramas de impactos, y a partir de estos, los histogramas de densidad de rayos, para diámetros pupilares de 2, 4 y 6 mm, enfocando un objeto situado en el infinito, y un objeto cercano, situado a 30 cm.

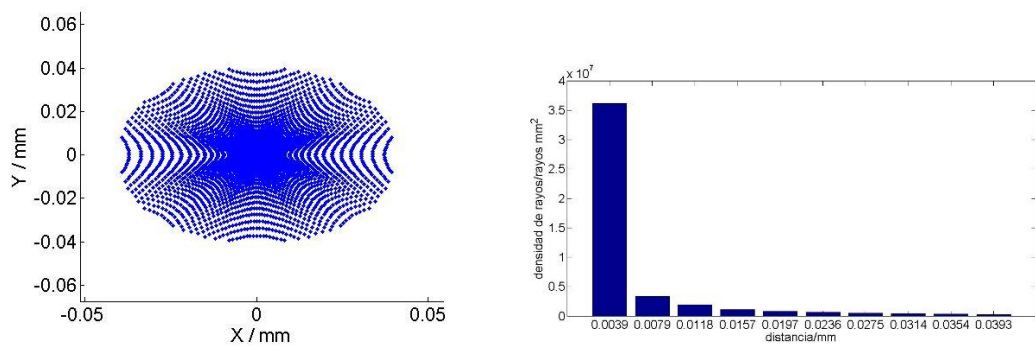
Como se puede ver en la Figura 17, a medida que va aumentando del diámetro pupilar la mancha se va haciendo más grande, es decir, se va desenfocando más debido a la aberración esférica que se produce. Aún así, gracias a los histogramas de densidad de rayos se puede apreciar cómo casi toda la luz se concentra en la parte central de la mancha, observando que el máximo de densidad de rayos se encuentra en la primera barra (distancia más cercana al centro en mm), y que el valor de esta densidad es, en ocasiones, 5 y 6 veces mayor que en el de la siguiente zona.

En cuanto a la Figura 18, es necesario destacar cómo para un objeto cercano, el desenfoco aumenta. Se puede evidenciar claramente que baja el máximo de densidad de rayos, y cómo los diferentes histogramas tienden a aplanarse.

Diámetro pupilar de 2 mm



Diámetro pupilar de 4 mm



Diámetro pupilar de 6 mm

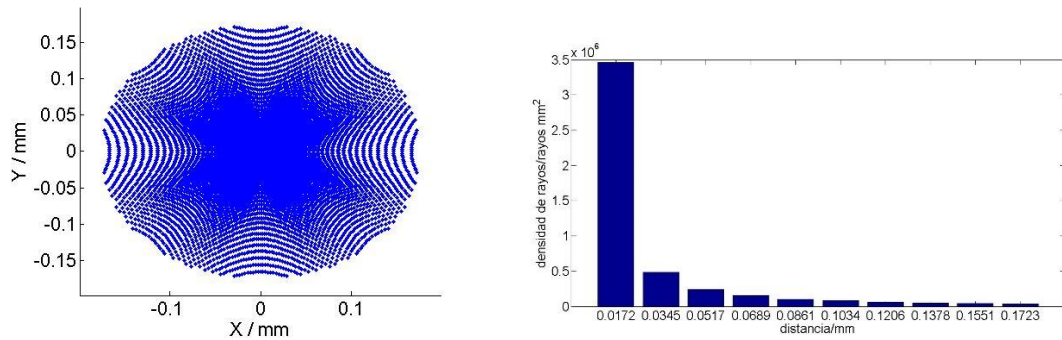
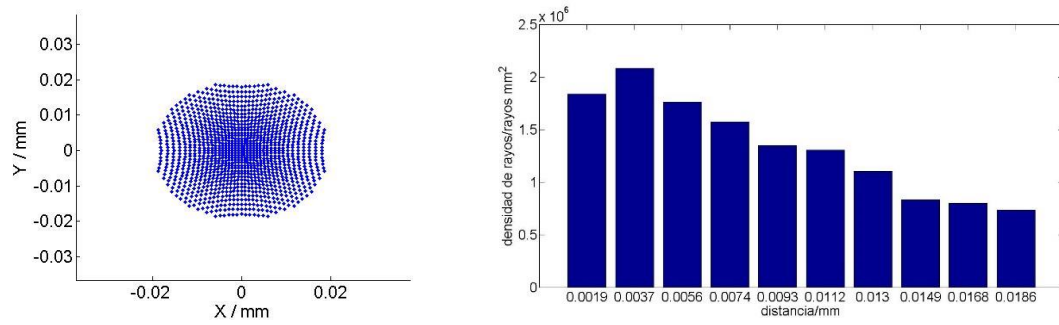
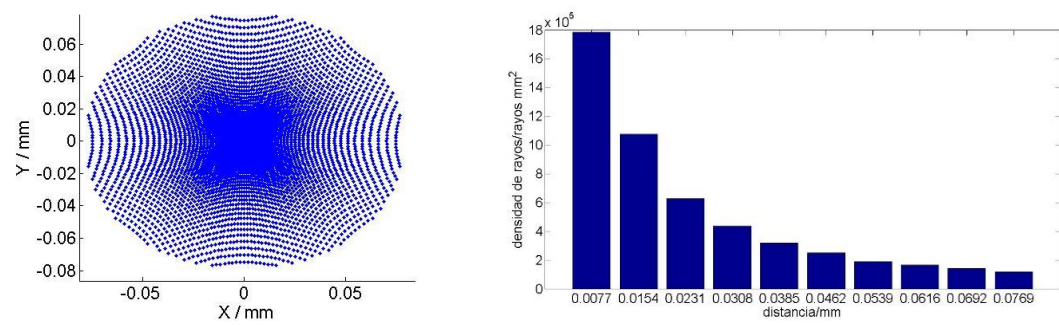


Figura 17. Diagramas de impactos e histogramas de densidad de rayos para un ojo emétrope sano siguiendo el modelo de ojo simplificado de Le Grand – El Hage. El objeto se encuentra situado en el infinito (lejano), y los diámetros pupilares son de 2, 4 y 6 mm.

Diámetro pupilar de 2 mm



Diámetro pupilar de 4 mm



Diámetro pupilar de 6 mm

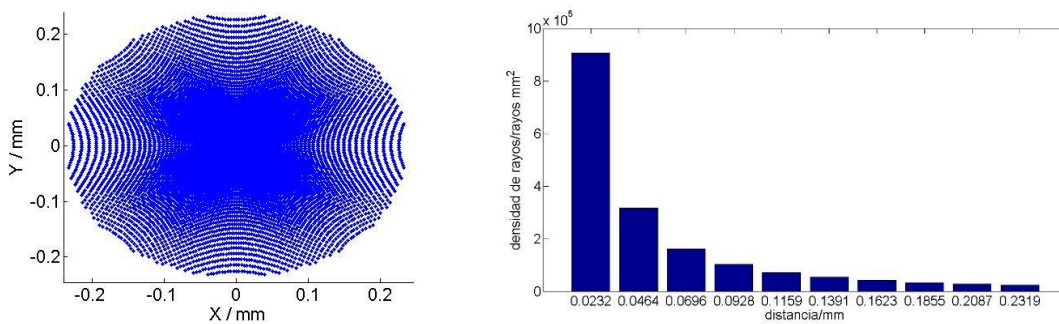


Figura 18. Diagramas de impactos e histogramas de densidad de rayos para un ojo emétrope sano siguiendo el modelo de ojo simplificado de Le Grand – El Hage. El objeto se encuentra situado a 30 cm de ojo (cercano), y los diámetros pupilares son de 2, 4 y 6 mm.

4.2 Ojo con LIO

Una vez estudiado el ojo emétrope sano, y su comportamiento con objetos situados lejos y cerca, se va a proceder a continuación a estudiar el comportamiento tras sustituir el cristalino por una LIO.

4.2.1 Ojo con LIO monofocal

Primero se va a estudiar el comportamiento de LIOs monofocales de potencias 20D y 23D, de cerca y de lejos. Tras analizar los diagramas de impactos e histogramas de densidad de rayos de estas LIOs, en las Figuras 20, 21, 22 y 23, se puede comprobar cómo, al igual que en el ojo emétrope sano, cuanto más cerca está el objeto del ojo, más se desenfoca la imagen de éste.

En cuanto a la LIO monofocal de 23 D se puede comprobar, tanto en las figuras mencionadas, como en las Tablas 3 y 4, que tiene más potencia de la debida y enfoca peor que el ojo emétrope sano y la LIO de 20 D, incluso para objetos cercanos.

En primera instancia parece no tener sentido, pero se puede deber a los valores la potencia de la LIO escogida. Se han cogido los valores para ciertos parámetros del modelo de Le Grand-El Hage, se han cogido tanto un espesor, como un índice de refracción, aproximados para la LIO, se ha colocado ésta en la parte central de la posición del cristalino en el ojo, etc. Esto deriva en que, al haber escogido una potencia estándar, y no haber calculado la potencia exacta necesaria para enfocar un objeto a 30 cm, en este modelo de ojo y posición de LIO, lo que se observa es que la LIO de 23 D es demasiado potente y el enfoque se produce delante de la retina por lo que el diagrama de impactos está desenfocado. Además, también se ve la influencia de la aberración esférica, que según el corte transversal de la caustica que quede sobre la retina, la forma del diagrama de impactos es diferente (ver Figura 19).

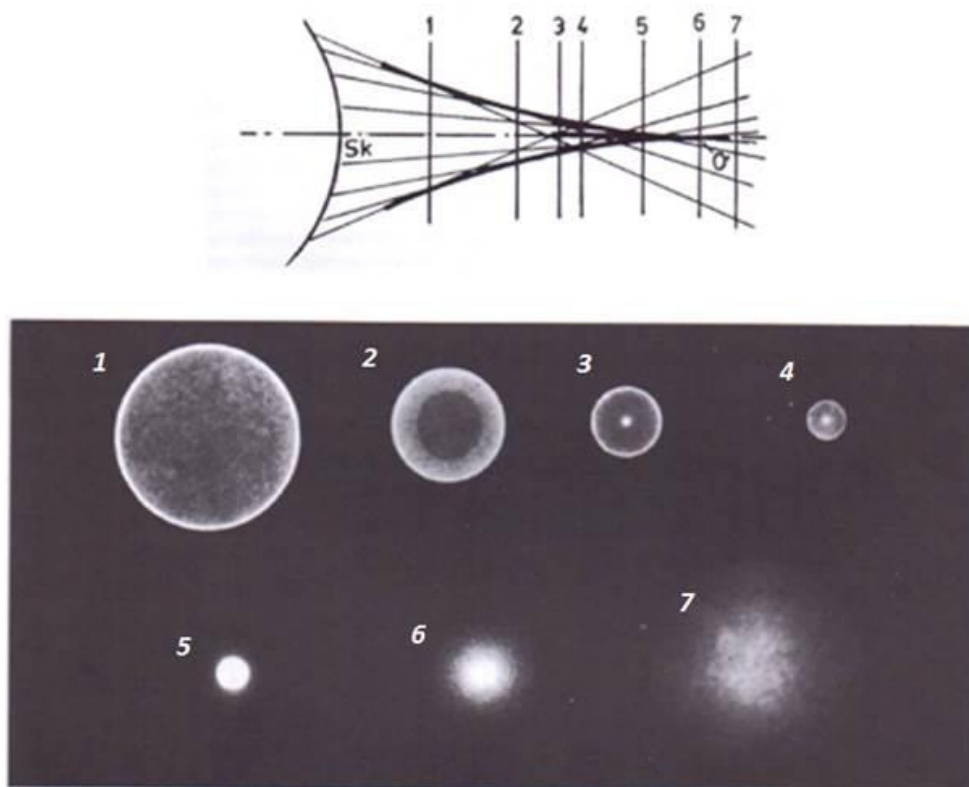


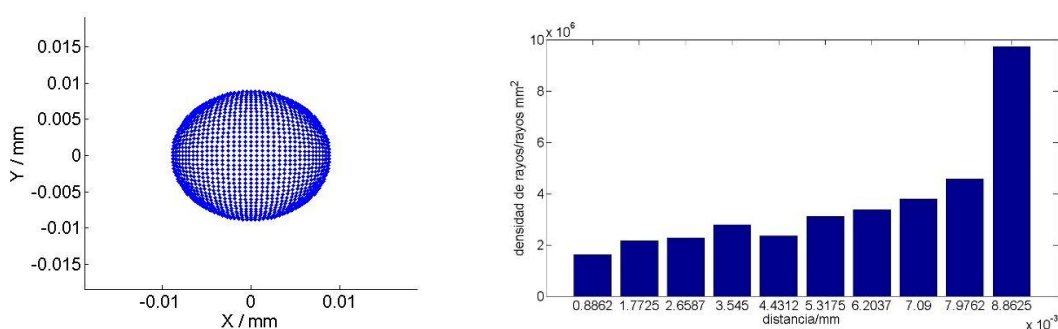
Figura 19. Influencia de la aberración esférica en la formación de la imagen, antes de la imagen paraxial (punto 1), y detrás de la imagen paraxial (punto 7). [5]

4.2.2 Ojo con LIO multifocal

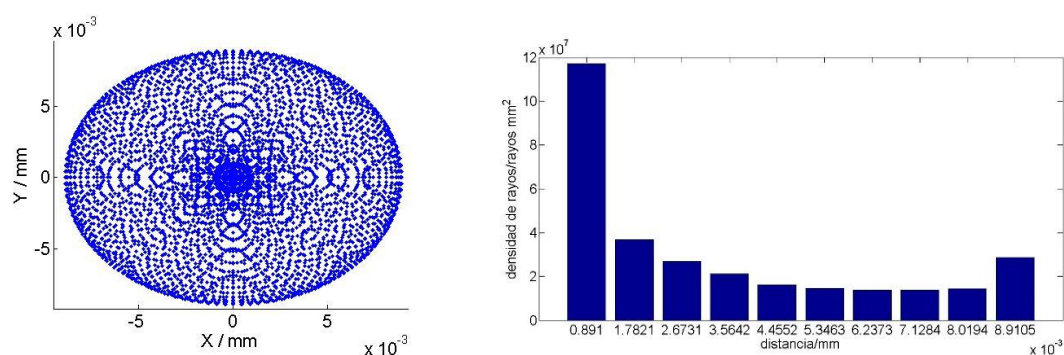
Finalmente se van a estudiar las LIOs multifocales de 2 zonas, siguiendo los modelos central y periférico de la Figura 16, también tanto de cerca como de lejos. En las Figuras 24, 25, 26 y 27 se pueden observar los diferentes diagramas de impactos e histogramas de densidad de rayos para los diferentes modelos de LIO multifocal, tanto actuando sobre objetos situados en el infinito como objetos cercanos.

A partir de los resultados expuestos para los apartados 4.1 y 4.2, se realizará una comparativa de los parámetros de calidad óptica de estos, y finalmente se expondrán las conclusiones del estudio realizado en el Capítulo 5.

Diámetro pupilar de 2 mm para LIO monofocal de 20D



Diámetro pupilar de 4 mm para LIO monofocal de 20D



Diámetro pupilar de 6 mm para LIO monofocal de 20D

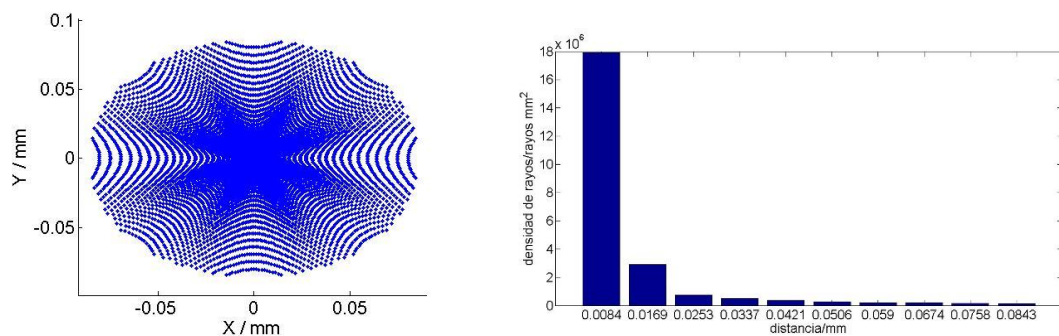
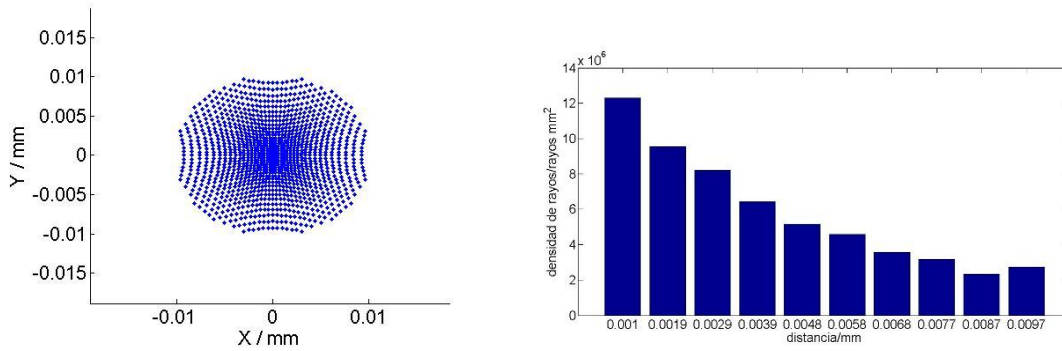
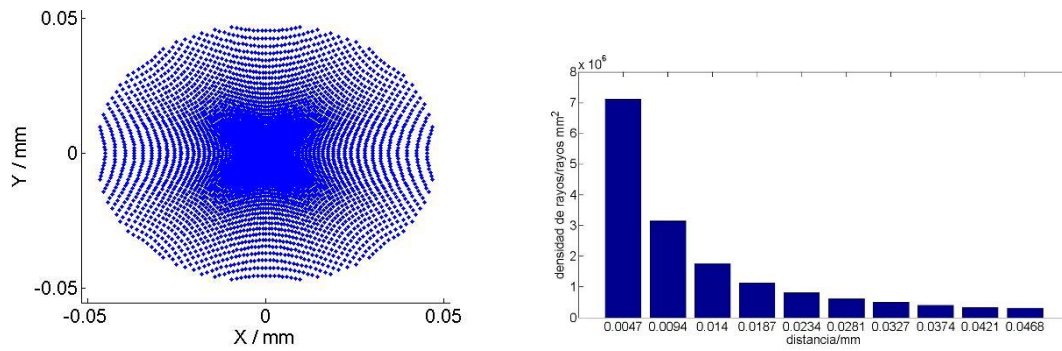


Figura 20. Diagramas de impactos e histogramas de densidad de rayos para un ojo con LIO monofocal de 20D siguiendo el modelo de ojo simplificado de Le Grand – El Hage. El objeto se encuentra situado en el infinito (lejano), y los diámetros pupilares son de 2, 4 y 6 mm.

Diámetro pupilar de 2 mm para LIO monofocal de 20D



Diámetro pupilar de 4 mm para LIO monofocal de 20D



Diámetro pupilar de 6 mm para LIO monofocal de 20D

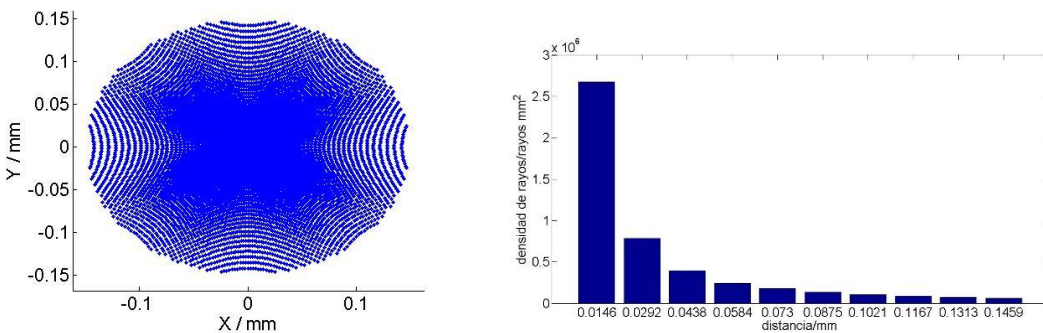
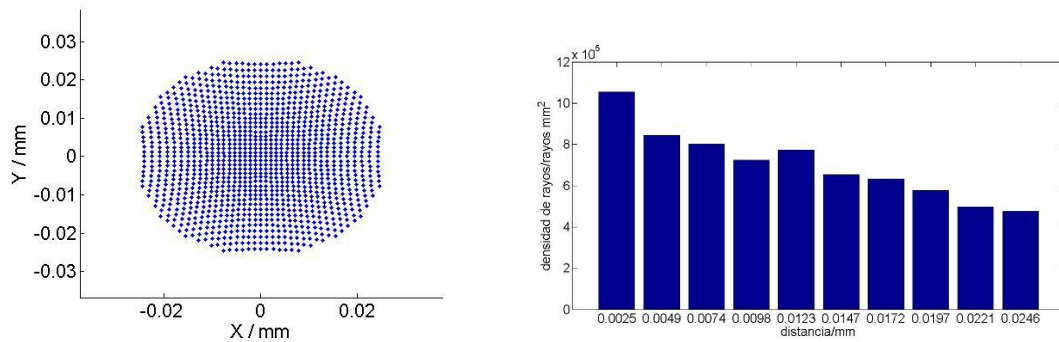
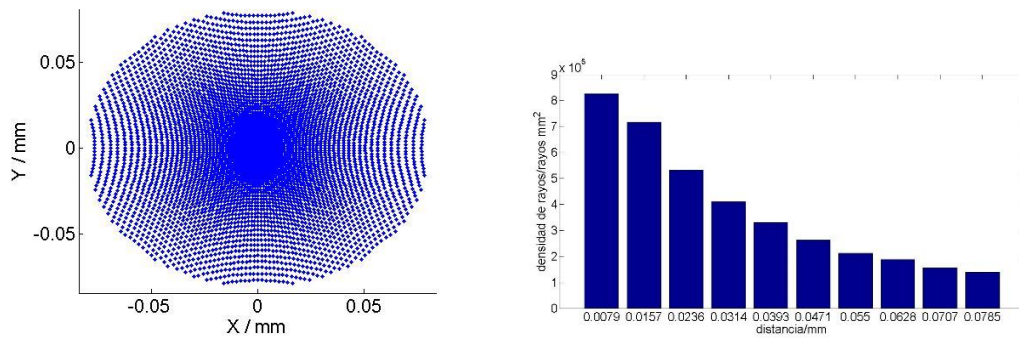


Figura 21. Diagramas de impactos e histogramas de densidad de rayos para un ojo con LIO monofocal de 20D siguiendo el modelo de ojo simplificado de Le Grand – El Hage. El objeto se encuentra situado a 30 cm del ojo (cercano), y los diámetros pupilares son de 2, 4 y 6 mm.

Diámetro pupilar de 2 mm para LIO monofocal de 23D



Diámetro pupilar de 4 mm para LIO monofocal de 23D



Diámetro pupilar de 6 mm para LIO monofocal de 23D

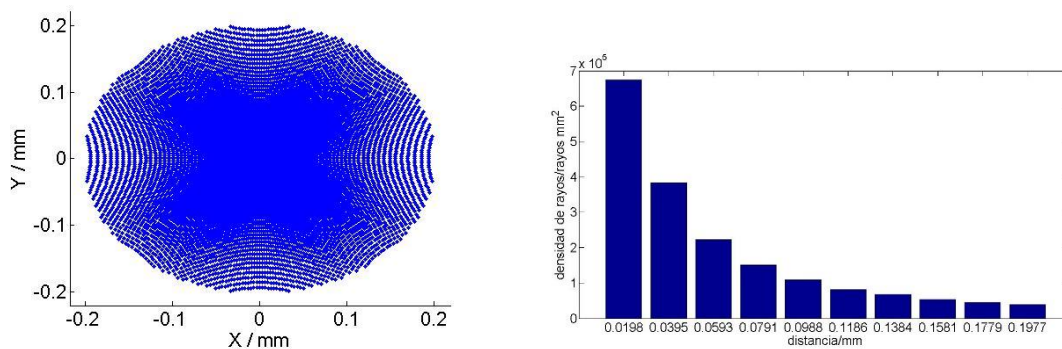
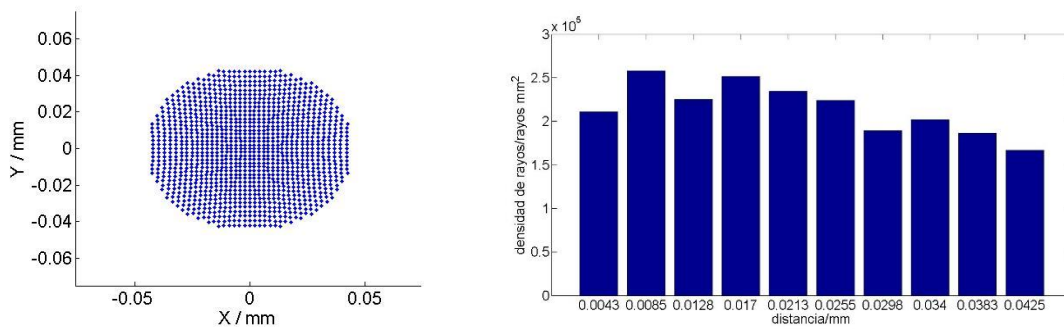
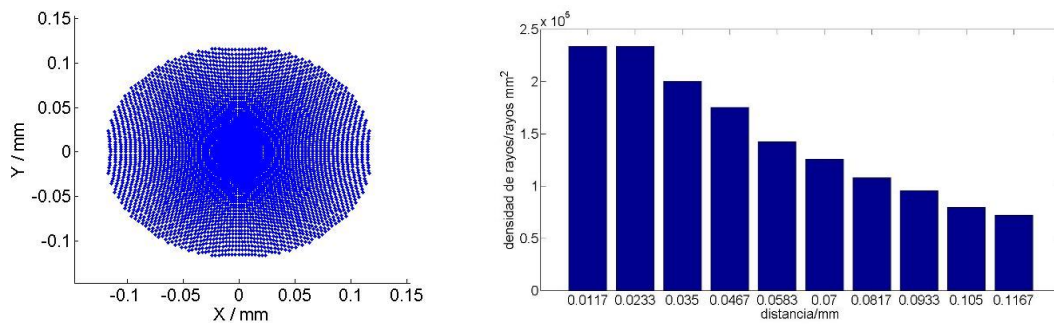


Figura 22. Diagramas de impactos e histogramas de densidad de rayos para un ojo con LIO monofocal de 23D siguiendo el modelo de ojo simplificado de Le Grand – El Hage. El objeto se encuentra situado en el infinito (lejano), y los diámetros pupilares son de 2, 4 y 6 mm.

Diámetro pupilar de 2 mm para LIO monofocal de 23D



Diámetro pupilar de 4 mm para LIO monofocal de 23D



Diámetro pupilar de 6 mm para LIO monofocal de 23D

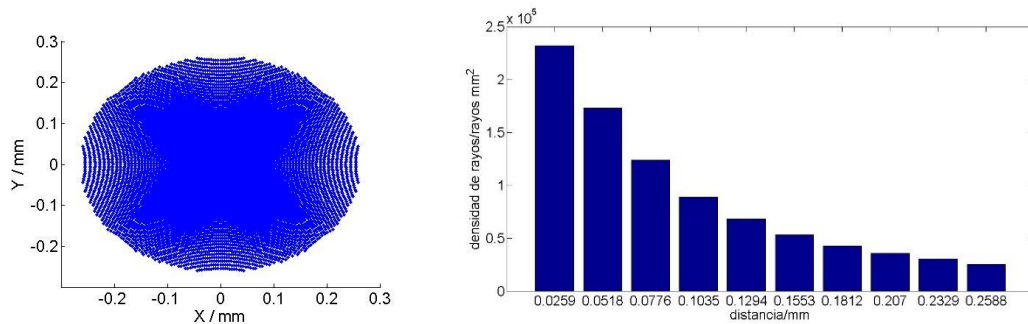
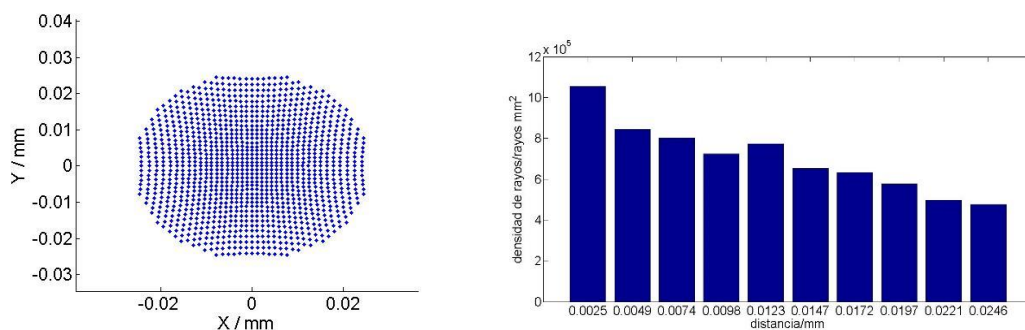
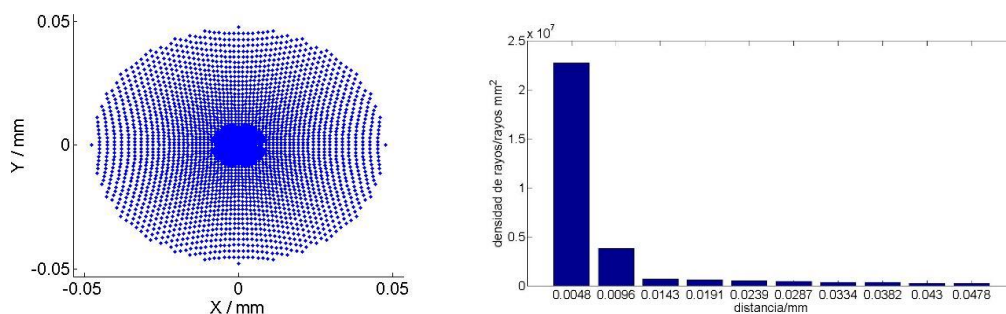


Figura 23. Diagramas de impactos e histogramas de densidad de rayos para un ojo con LIO monofocal de 23D siguiendo el modelo de ojo simplificado de Le Grand – El Hage. El objeto se encuentra situado a 30 cm del ojo (cercano), y los diámetros pupilares son de 2, 4 y 6 mm.

Díámetro pupilar de 2 mm para LIO multifocal (modelo central)



Díámetro pupilar de 4 mm para LIO multifocal (modelo central)



Díámetro pupilar de 6 mm para LIO multifocal (modelo central)

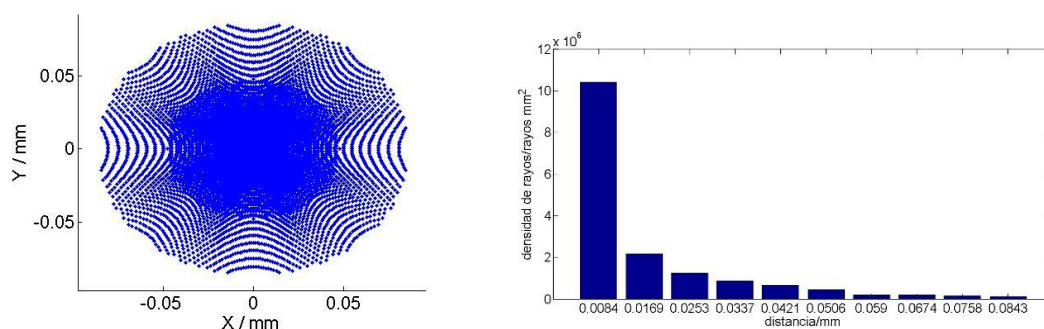
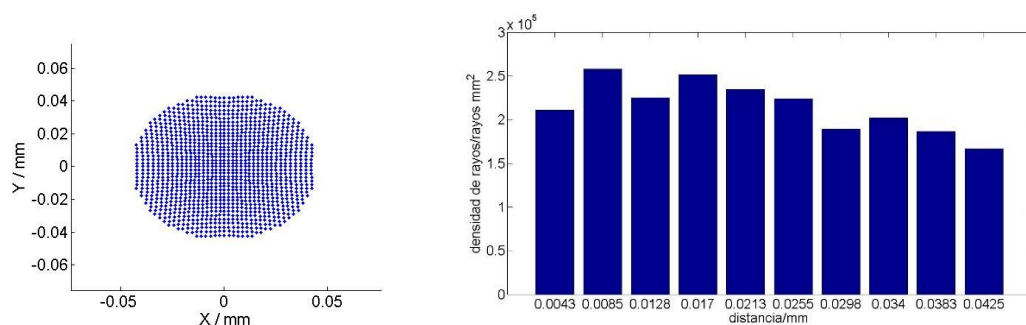
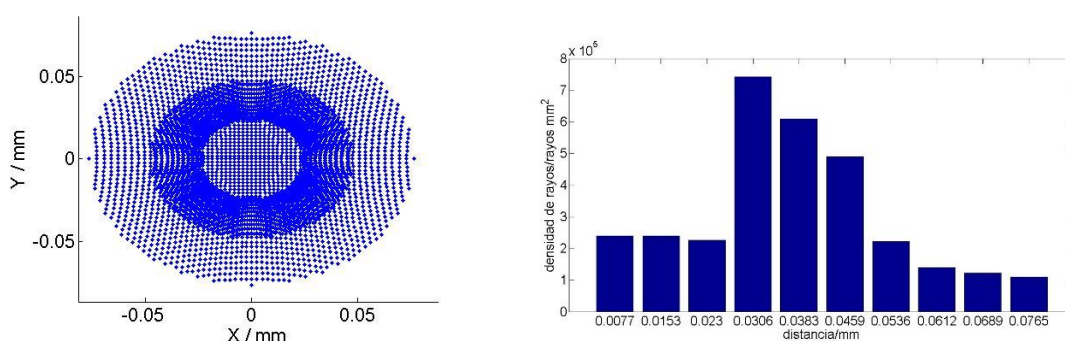


Figura 24. Diagramas de impactos e histogramas de densidad de rayos para un ojo con LIO multifocal (modelo central) siguiendo el modelo de ojo simplificado de Le Grand – El Hage. El objeto se encuentra situado en el infinito (lejano), y los diámetros pupilares son de 2, 4 y 6 mm.

Diámetro pupilar de 2 mm para LIO multifocal (modelo central)



Diámetro pupilar de 4 mm para LIO multifocal (modelo central)



Diámetro pupilar de 6 mm para LIO multifocal (modelo central)

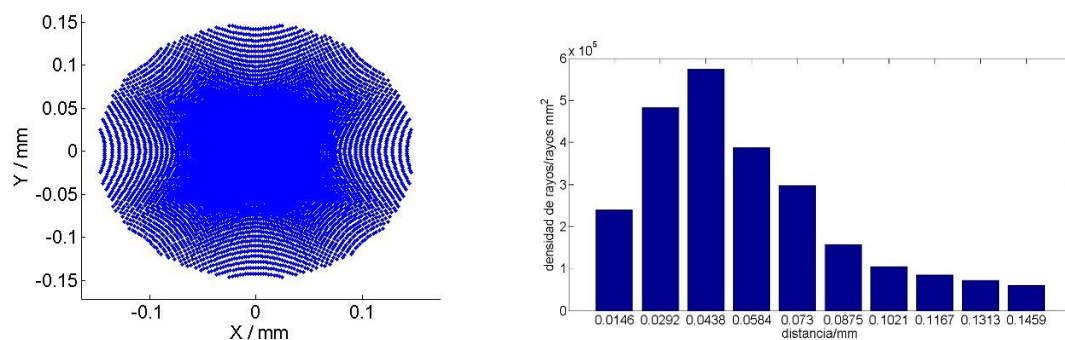
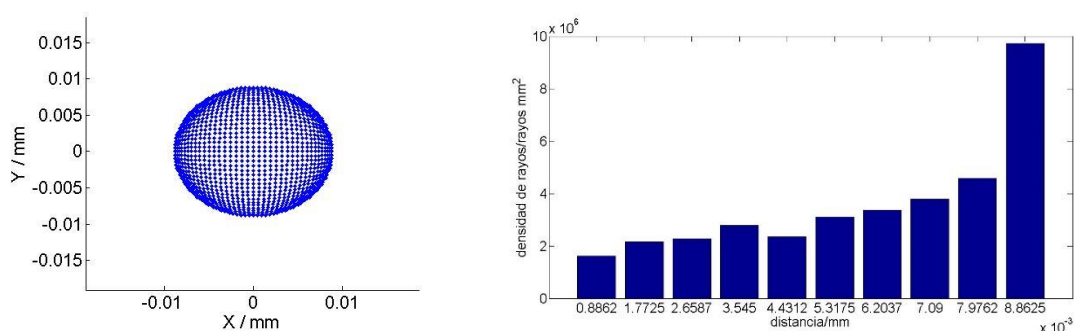
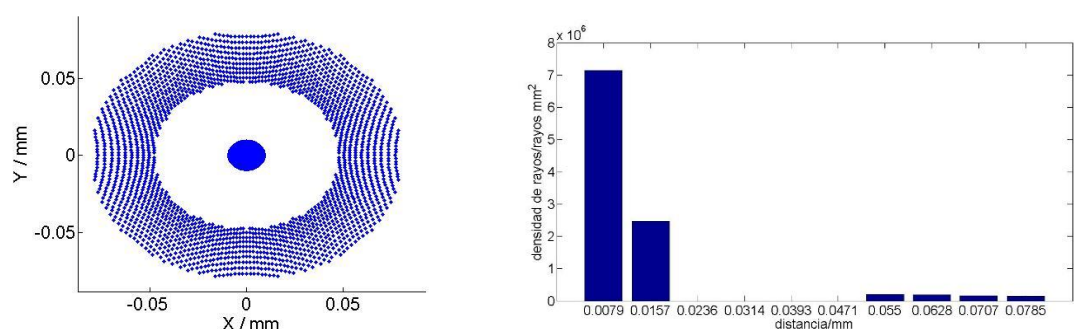


Figura 25. Diagramas de impactos e histogramas de densidad de rayos para un ojo con LIO multifocal (modelo central) siguiendo el modelo de ojo simplificado de Le Grand – El Hage. El objeto se encuentra situado a 30 cm del ojo (cercano), y los diámetros pupilares son de 2, 4 y 6 mm.

Diámetro pupilar de 2 mm para LIO multifocal (modelo periférico)



Diámetro pupilar de 4 mm para LIO multifocal (modelo periférico)



Diámetro pupilar de 6 mm para LIO multifocal (modelo periférico)

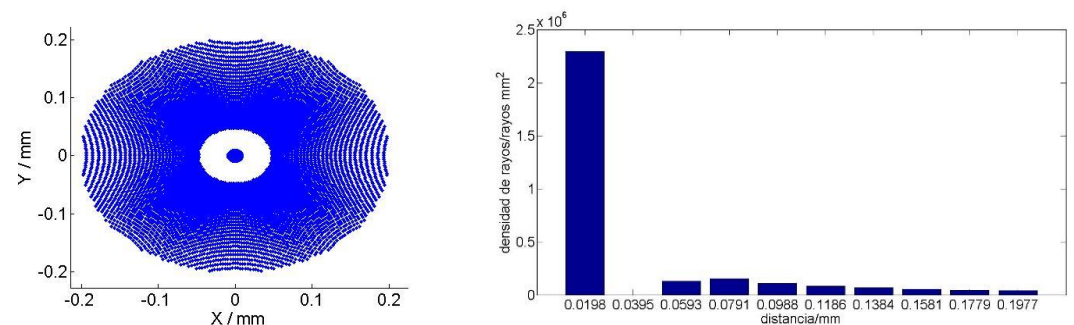
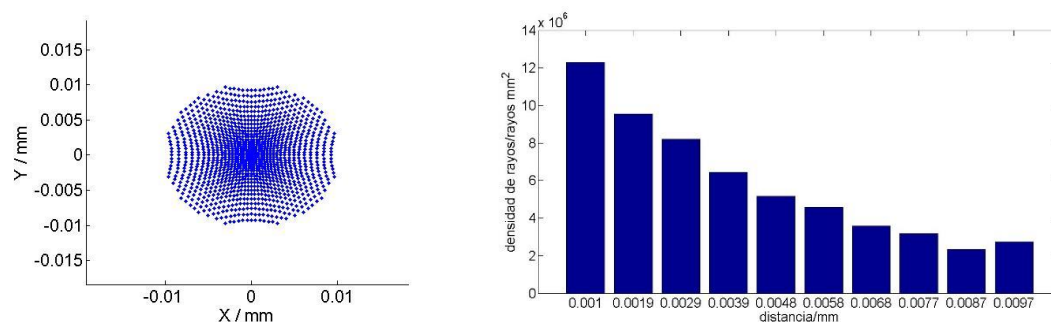
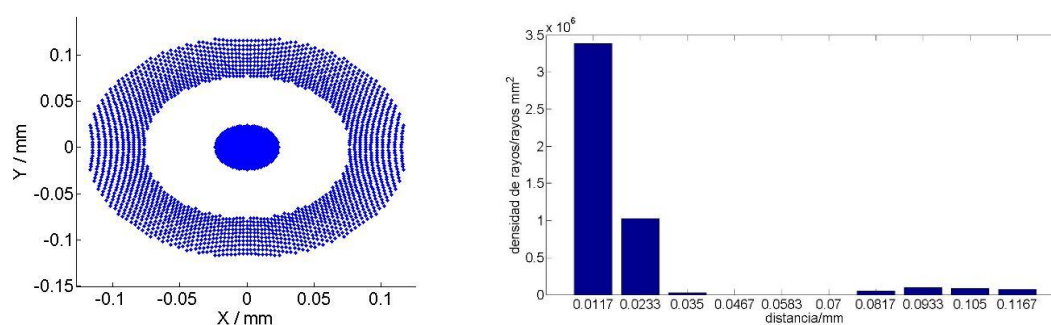


Figura 26. Diagramas de impactos e histogramas de densidad de rayos para un ojo con LIO multifocal (modelo periférico) siguiendo el modelo de ojo simplificado de Le Grand – El Hage. El objeto se encuentra situado en el infinito (lejano), y los diámetros pupilares son de 2, 4 y 6 mm.

Diámetro pupilar de 2 mm para LIO multifocal (modelo periférico)



Diámetro pupilar de 4 mm para LIO multifocal (modelo periférico)



Diámetro pupilar de 6 mm para LIO multifocal (modelo periférico)

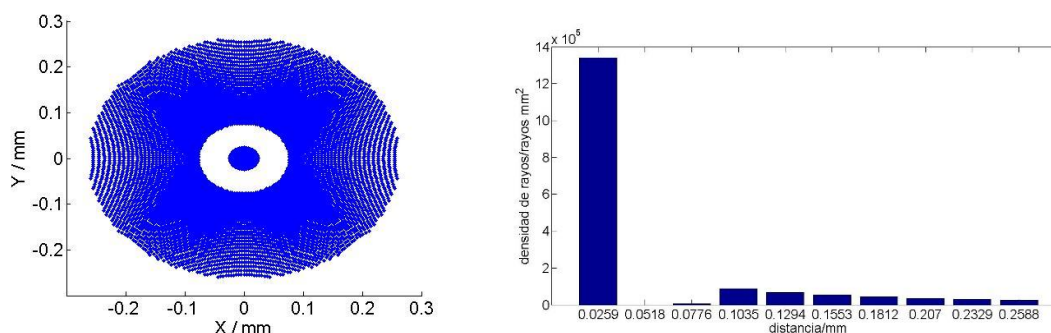


Figura 27. Diagramas de impactos e histogramas de densidad de rayos para un ojo con LIO multifocal (modelo periférico) siguiendo el modelo de ojo simplificado de Le Grand – El Hage. El objeto se encuentra situado a 30cm del ojo (cercano), y los diámetros pupilares son de 2, 4 y 6 mm.

4.3 Parámetros de calidad óptica

En la Tabla 3 se muestra la comparativa de los parámetros de calidad óptica (diámetro de la mancha D , y diámetro efectivo Def) para cada uno de los casos de objetos situados en el infinito expuestos en los resultados de los apartados 4.1 y 4.2. En la Tabla 4 se encuentra la misma comparativa de parámetros de calidad óptica, pero en este caso para objetos situados a una distancia de 30 cm del ojo.

Dp/mm	Ojo emétrope		LIO 20D		LIO 23D		Modelo central		Modelo periférico	
	D/mm	Def/mm	D/mm	Def/mm	D/mm	Def/mm	D/mm	Def/mm	D/mm	Def/mm
2	0,0037	0,0008	0,0177	0,0177	0,0492	0,0442	0,0492	0,0442	0,0177	0,0177
4	0,0786	0,0078	0,0178	0,0018	0,157	0,0628	0,0956	0,0096	0,157	0,0158
6	0,3446	0,0344	0,1686	0,0168	0,3994	0,079	0,1686	0,0168	0,3954	0,0396

Tabla 3. Parámetros de calidad óptica para los diferentes modelos estudiados cuando el objeto se encuentra situado en el infinito (visión lejana).

Dp/mm	Ojo emétrope		LIO 20D		LIO 23D		Modelo central		Modelo periférico	
	D/mm	Def/mm	D/mm	Def/mm	D/mm	Def/mm	D/mm	Def/mm	D/mm	Def/mm
2	0,0372	0,0224	0,0194	0,0058	0,085	0,085	0,085	0,085	0,0194	0,0078
4	0,1538	0,0308	0,0936	0,0094	0,2334	0,1166	0,153	0,0918	0,2334	0,0234
6	0,4638	0,0464	0,2918	0,0292	0,5176	0,1552	0,2918	0,1168	0,5176	0,0518

Tabla 4. Parámetros de calidad óptica para los diferentes modelos estudiados cuando el objeto se encuentra situado a 30 cm del ojo (visión cercana).

Capítulo 5 - Conclusiones

5.1 Conclusiones del proyecto

- A partir de los diagramas de impactos, los histogramas de densidad de rayos, y las Tablas 3 y 4, se observa cómo el uso de una LIO multifocal de modelo central es mejor para objetos situados en el infinito, ya que en este modelo la potencia de 23D (cerca) se encuentra en la parte central de la LIO, mientras que la potencia de 20D (lejos) se encuentra en la periferia. Esto se debe a que habiendo abundante luminosidad, el diámetro pupilar es pequeño (caso de 2 mm) lo que hace que los rayos entren cercanos al eje óptico y paralelos a él, por lo que aun siendo la potencia de 23D, enfoca bastante bien, mientras que cuando el diámetro pupilar va aumentando (llegando a 6 mm en nuestro caso), es decir, se va reduciendo la luminosidad, empieza a actuar la potencia de 20D, y al ser una potencia para lejos, y el objeto situarse en el infinito, el enfoque es mejor que en el modelo periférico.
- Para objetos cercanos sucede lo opuesto, ya que el modelo que mejor actúa es el modelo periférico. Se debe a una deducción similar a la expuesta anteriormente. Cuando hay buena luminosidad, y el objeto es cercano, el diámetro pupilar es pequeño (2 mm), por lo que los rayos entran cercanos al ojo y casi paralelos a éste, por lo que aunque la potencia sea para lejos, es capaz de enfocar bastante bien, en cambio, cuando la luz disminuye, el diámetro pupilar aumenta, esto provoca que los rayos sean menos paralelos al eje óptico y que se requiera una potencia mayor que 20D para poder enfocar, de ahí que en el modelo periférico la potencia de 23D se encuentre en la parte exterior de la LIO. Este modelo se corresponde con la LIO Nue Vue de IOLAB (Capítulo 2).
- Finalmente, concluir que este proyecto ha servido para comprender mejor la óptica geométrica, cómo acoplar los diferentes elementos cardinales presentes en el ojo, y entenderlos individualmente para cada uno de los componentes del sistema del ojo, cómo influyen la variación de posición de las potencias en un modelo únicamente de 2 zonas de LIO multifocal, y además, ir un paso más allá en Matlab desarrollando un

software, que permitiera realizar todas las simulaciones para todos los diseños de modelo de ojo (ojo emétrope, LIO monofocal, LIO multifocal...)

5.2 Posibilidades de ampliación del proyecto

En este proyecto se ha tratado un modelo simplificado basado en el modelo de Le Grand-El Hage, sustituyendo el cristalino por una LIO multifocal de 2 zonas. A partir de este punto se podrían realizar las siguientes ampliaciones:

- Emplear un modelo de ojo completo, no simplificado.
- Introducir una LIO Multifocal de 3 o 5 zonas, en vez de 2 zonas, incluyendo pasos de 0.5D para estudiar con mayor precisión el enfoque, a partir de los diagramas de impactos y los histogramas de densidad de rayos, de distancias intermedias.
- Mover la posición de la LIO dentro del ojo para comprobar como varía el enfoque tanto en objetos lejanos como cercanos, y calcular la potencia necesaria de forma exacta.

Referencias

- [1] MUÑOZ MENDOZA M., GARZÓN JIMÉNEZ N. & FERNÁNEZ GARCÍA A. *Corrección de la presbicia con lentes intraoculares multifocales*. Gaceta Óptica: Órgano oficial del Colegio Nacional de Ópticos-Optometristas. ISSN 0210-5284. Nº 435. 2009. Págs. 36 -42.
- [2] ARTIGAS J.M., CAPILL P., FELIPE A. & PUJOL J. *Óptica Fisiológica. Psicofísica de la Visión*. Madrid. 1995. McGraw-Hill-Interamericana España.
- [3] PUELL MARÍN, M. C. *Óptica fisiológica: el sistema óptico del ojo y la visión binocular*. Universidad Complutense de Madrid.
- [4] ALBARRÁN DIEGO C.A. *Lentes intraoculares multifocales refractivas de nuevo diseño segmentado*. Universitat de Valencia. 2017. Tesis doctoral. Departamento de Óptica y Optometría y Ciencias de la Visión – Facultad de Física.
- [5] CASAS J. *Óptica*. Universidad de Zaragoza. 1994. Librería Pons.
- [6] JIMÉNEZ-MARTÍ D., BATISTA-LEYVA A.J. *La óptica de un sistema de lentes gruesas: Su aplicación al ojo humano*. Revista Cubana de Física. Vol.35, Nº 1. 2018. Págs. 32-38.
- [7] ORTIZ MÁRQUEZ M.D. *Modelización mediante parámetros físicos de una intervención de cirugía refractiva (técnica LASIK). Evolución de la agudeza visual*. Universidad de Cantabria. 2000. Tesina.
- [8] PALACIO RODRÍGUEZ N. *Estudio teórico de la calidad óptica de lentes intraoculares para la corrección de las ametropías*. Universidad de Cantabria. 2016.
- [9] SAIZ ÁVILA S. *Modelado zonal de superficies para el comportamiento multifocal de un sistema óptico*. Universidad de Cantabria. 2012.
- [10] KANSKI JACK J. *Oftalmología clínica*. Madrid.1999. Harcourt, 4ª Edición.

ANEXO: *software* con Matlab

Trazado de rayos para ojo emétrope:

```
%Se crea la función que a va a realizar el trazado de rayos para
objetos en el infinito.
%Esta función trata cada rayo de forma individual.

function [FinalRayo] = trazadoRayoCristalino(alturaRayo)

%Todos los datos del programa se encuentran expresados en mm.
%Los radios de las diferentes superficies son los siguientes:
Rc=8;
R_cris1=10.2;
R_cris2=6;

%Distancia desde la córnea hasta la LIO.
d=3.6;

%Espesor de la LIO.
e=4;

%Los índices de refracción son los siguientes:
n_aire=1;
n_humor=1.336;
n_cris=1.42;
%A la función se le pasa el parámetro alturaRayo el cuál es Y1.
Y1=alturaRayo;

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%
%Una vez se han declarado las diferentes variables se comienza el
trazado
%de rayos una vez estos entran a través de la córnea.
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%

%Como ya se ha declarado Y1, se da la expresión para X1 a partir de la
%geometría del problema.

X1 = Rc - sqrt(Rc^2-Y1^2);

%A continuación se haya el valor del ángulo de incidencia en la
córnea, y
%el primer ángulo de refracción, a partir de la Ley de Snell.

alpha0=asin(Y1/Rc);
alpha0prima=asin((n_aire/n_humor)*(Y1/Rc));
gamma1=alpha0-alpha0prima;

%A continuación, se calculan los coeficientes de la ecuación de
segundo
%grado procedente de sustituir el valor de la expresión de Y2 en X2:

A=1+(tan(gamma1))^2;
B=-2*(X1*(tan(gamma1))^2 + Y1*tan(gamma1) +d + R_cris1);
```

```

C=(Y1+tan(gamma1)*X1)^2 + 2*R_cris1*d + d^2;

%Una vez obtenidos los coeficientes se calculan los puntos de corte X2
e
%Y2.

X2=(-B - sqrt(B^2 - 4*A*C))/(2*A);
Y2=Y1-tan(gamma1)*(X2-X1);

%Se haya el valor del ángulo de incidencia sobre la primera superficie
de la LIO, y
%el segundo ángulo de refracción, a partir de la Ley de Snell.
alphaCRIS1=asin(Y2/R_cris1);
alpha1=alphaCRIS1-gamma1;
alpha1prima=asin((n_humor/n_cris)*sin(alpha1));
gamma2=alphaCRIS1 - alpha1prima;

%Se calculan los coeficientes de la ecuación de segundo
grado procedente de sustituir el valor de la expresión de Y3 en X3:

D=1+(tan(gamma2))^2;
E=-2*(X2*(tan(gamma2)^2) + Y2*tan(gamma2) +d + e - R_cris2);
F=(Y2+tan(gamma2)*X2)^2 - 2*R_cris2*(d+e) + (d+e)^2;

%Una vez obtenidos los coeficientes se calculan los puntos de corte X3
e
%Y3.

X3=(-E + sqrt(E^2 - 4*D*F))/(2*D);
Y3=Y2 - tan(gamma2)*(X3-X2);

%Se haya el valor del ángulo de incidencia sobre la segunda
superficie de la LIO, y
%el tercer ángulo de refracción, a partir de la Ley de Snell.

alphaCRIS2=asin(Y3/R_cris2);
alpha2=alphaCRIS2+gamma2;
alpha2prima=asin((n_cris/n_humor)*sin(alpha2));
gamma3=alpha2prima - alphaCRIS2;

%Por último, se obtiene el punto de corte con el plano de la retina.

X4=24.2;
Y4=Y3 - (tan(gamma3))*(X4-X3)

%RESULTADO FINAL
[FinalRayo] = [X4, Y4];

```

Trazado de rayos para LIO:

%Se crea la función que a va a realizar el trazado de rayos para objetos en el infinito.

%Esta función trata cada rayo de forma individual.

```
function [FinalRayo] = trazadoRayo(alturaRayo, n_lio)
```

%Todos los datos se dan en mm.

%Los radios de las diferentes superficies son los siguientes:

Rc=8;

%La potencia de lejos (20D) corresponde a 15.35mm y la potencia de cerca (23D) a

%13.34mm

R_lio1=15.35;

R_lio2=13.34;

%Distancia desde la córnea hasta la LIO.

d=5.1;

%Espesor de la LIO.

e=1;

%Los índices de refracción son los siguientes:

n_aire=1;

n_humor=1.336;

%A la función se le pasa el parámetro alturaRayo el cuál es Y1.

Y1=alturaRayo;

%%%

%%

%Una vez se han declarado las diferentes variables se comienza el trazado

%de rayos una vez estos entran a través de la córnea.

%%%

%%

%Como ya se ha declarado Y1, se da la expresión para X1 a partir de la geometría del problema.

$$X1 = Rc - \sqrt{Rc^2 - Y1^2};$$

%A continuación se haya el valor del ángulo de incidencia en la córnea, y

%el primer ángulo de refracción, a partir de la Ley de Snell.

alpha0=asin(Y1/Rc);

alpha0prima=asin((n_aire/n_humor)*(Y1/Rc));

gamma1=alpha0-alpha0prima;

%A continuación, se calculan los coeficientes de la ecuación de segundo

%grado procedente de sustituir el valor de la expresión de Y2 en X2:

```

A=1+(tan(gamma1))^2;

%Calculamos el valor que debe de tomar B en función de la altura del
rayo
%incidente.
if (Y1<=1.5)
    B=-2*(X1*(tan(gamma1))^2 + Y1*tan(gamma1) +d + R_lio1);
else
    B=-2*(X1*(tan(gamma1))^2 + Y1*tan(gamma1) +d + R_lio2);
end
%Calculamos el valor que debe de tomar C en función de la altura del
rayo
%incidente.
if (Y1<=1.5)
    C=(Y1+tan(gamma1)*X1)^2 + 2*R_lio1*d + d^2;
else
    C=(Y1+tan(gamma1)*X1)^2 + 2*R_lio2*d + d^2;
end

%Una vez obtenidos los coeficientes se calculan los puntos de corte X2
e
%Y2.

X2=(-B - sqrt(B^2 - 4*A*C))/(2*A);
Y2=Y1-tan(gamma1)*(X2-X1);

%Se haya el valor del ángulo de incidencia sobre la primera superficie
de la LIO, y
%el segundo ángulo de refracción, a partir de la Ley de Snell.
if (Y1<=1.5)
    alphaLIO1=asin(Y2/R_lio1);
else
    alphaLIO1=asin(Y2/R_lio2);
end

alpha1=alphaLIO1-gamma1;
alpha1prima=asin((n_humor/n_lio)*sin(alpha1));
gamma2=alphaLIO1 - alpha1prima;

%Se calculan los coeficientes de la ecuación de segundo
%grado procedente de sustituir el valor de la expresión de Y3 en X3:

D=1+(tan(gamma2))^2;

%Calculamos el valor que debe de tomar E en función de la altura del
rayo
%incidente.
if (Y1<=1.5)
    E=-2*(X2*(tan(gamma2)^2) + Y2*tan(gamma2) +d + e - R_lio1);
else
    E=-2*(X2*(tan(gamma2)^2) + Y2*tan(gamma2) +d + e - R_lio2);
end

%Calculamos el valor que debe de tomar F en función de la altura del
rayo
%incidente.

if (Y1<=1.5)
    F=(Y2+tan(gamma2)*X2)^2 - 2*R_lio1*(d+e) + (d+e)^2;

```

```

else
    F=(Y2+tan(gamma2)*X2)^2 - 2*R_lio2*(d+e) + (d+e)^2;
end

%Una vez obtenidos los coeficientes se calculan los puntos de corte X3
e
%Y3.

X3=(-E + sqrt(E^2 - 4*D*F))/(2*D);
Y3=Y2 - tan(gamma2)*(X3-X2);

%Se haya el valor del ángulo de incidencia sobre la seegunda
superficie de la LIO, y
%el tercer ángulo de refracción, a partir de la Ley de Snell.

if (Y1<=1.5)
    alphaLIO2=asin(Y3/R_lio1);
else
    alphaLIO2=asin(Y3/R_lio2);
end

alpha2=alphaLIO2+gamma2;
alpha2prima=asin((n_lio/n_humor)*sin(alpha2));
gamma3=alpha2prima - alphaLIO2;

%Por último, se obtiene el punto de corte con el plano de la retina.

X4=24.2;
Y4=Y3 - tan(gamma3)*(X4-X3)

%RESULTADO FINAL
[FinalRayo] = [X4, Y4];

```

Código genérico para diagramas de impactos e histogramas de densidad de rayos:

```
%Se crea la matriz de rayos para originar los n rayos a simular.
x=-10:0.05:10;
y=-10:0.05:10;

[X,Y]=meshgrid(x,y);

%Pasamos de coordenadas cartesianas a coordenadas polares.
Rpupila = Dpupila/2;
alturaRayo = sqrt(X.^2 + Y.^2);
rho=atan2(Y,X);
[n,m]=size(alturaRayo);

%Se comienza el diagrama de imapactos:

figure, hold on
set(gca, 'FontSize', 16);
xlabel(' X / mm ', 'FontSize', 16);
ylabel(' Y / mm ', 'FontSize', 16);
set(gca, 'color', 'white')
set(gcf, 'color', 'white')

%Límite de los ejes:
axis([-0.3 0.3 -0.3 0.3])

Xretina = 0;
Yretina = 0;

k=1;
for i=1:n
    for j=1:m
        if alturaRayo(i,j) < Rpupila

            [FinalRayo]= trazadoRayoCristalino(alturaRayo(i,j));
            xretina = FinalRayo.*(cos(rho(i,j)));
            yretina = FinalRayo.*(sin(rho(i,j)));

            Xretina (k) = xretina(:,2);
            Yretina (k) = yretina(:,2);

            plot( xretina(:,2), yretina(:,2), 'b. ');
            k = k+1;
        end
    end
end
hold off
%Radio del diagrama de impacto.
Xmaximo= max(Xretina)

%Ancho del bin
discr= Xmaximo*0.1;

%Se inicializan las variables.
Conteo_zero=0;
```

```

Conteo_zero=zeros(1/0.1,2);
Conteo_zero_total=0;
Conteo_zeros_de_cada_radio=0;

filas=1;
for radio=0:discr:Xmaximo
    for m = 1:length(Xretina)
        distancia= sqrt(Xretina(m)^2 + Yretina(m)^2);

        if (distancia <= radio)
            Conteo_zero = Conteo_zero + 1;
        end
    end
    Conteo_zeros_de_cada_radio(filas)= Conteo_zero;
    Conteo_zero(filas,1)=radio;

    if (filas > 1)
        Conteo_zero(filas,2) = Conteo_zero -
Conteo_zeros_de_cada_radio(filas-1);
    end

    filas=filas+1;
    Conteo_zero=0;
end

Conteo_zero = Conteo_zero(2:length(Conteo_zero(:,1)),:);

for k = 1:length(Conteo_zero(:,1))
    if k == 1
        Area_Total(k) = pi*Conteo_zero(1,1)^2;
    else
        Area_Total(k) = pi*(Conteo_zero(k,1)^2 - Conteo_zero(k-1,1)^2);
    end
end

figure
bar(Conteo_zero(:,1), Conteo_zero(:,2)./Area_Total')
set(gca, 'FontSize', 20)
xlabel('distancia/mm', 'FontSize', 20);
ylabel('densidad de rayos/rayos mm^2', 'FontSize', 20);
set(gca, 'color', 'white')
set(gcf, 'color', 'white')
set(gca, 'XTick', Conteo_zero(:,1))

```